

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
8. Mai 2003 (08.05.2003)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 03/038420 A1

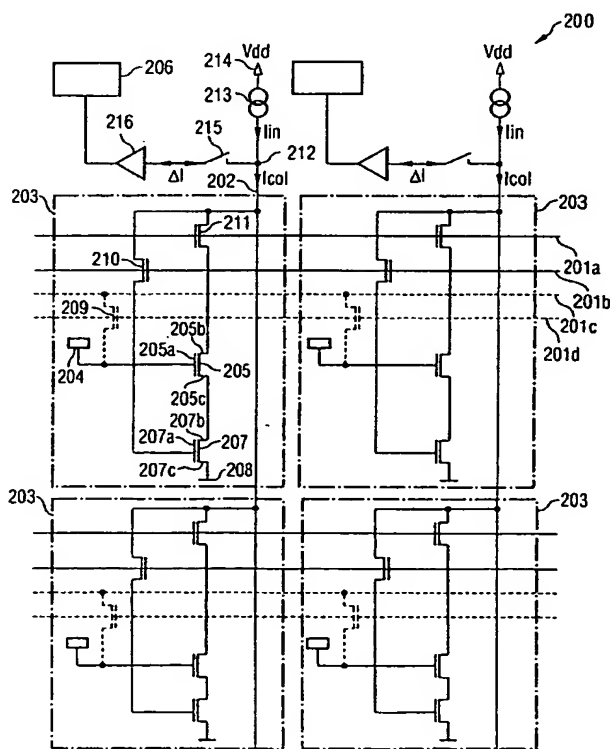
(51) Internationale Patentklassifikation⁷: G01N 27/12
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE02/03613
(22) Internationales Anmeldedatum:
25. September 2002 (25.09.2002)
(25) Einreichungssprache: Deutsch
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
(30) Angaben zur Priorität:
101 51 020.9 16. Oktober 2001 (16.10.2001) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): INFINEON TECHNOLOGIES AG [DE/DE]; St.-
Martin-Strasse 53, 81669 München (DE).
(72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): EVERS Mann,
Björn-Oliver [DE/DE]; Kaiser-Ludwig-Platz 8, 80336
München (DE). JENKNER, Martin [DE/DE]; Hofmark-
strasse 4a, 82152 Planegg (DE). PAULUS, Christian
[DE/DE]; Tankenrainer Strasse 12E, 82362 Weilheim
(DE). THEWES, Roland [DE/DE]; Jägerheimstrasse 7,
82194 Gröbenzell (DE)..

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: BIOSENSOR CIRCUIT AND SENSOR ARRAY CONSISTING OF A PLURALITY OF SAID BIOSENSOR CIR-
CUITS AND BIOSENSOR ARRAY

(54) Bezeichnung: BIOSENSOR-SCHALTKREIS UND EIN AUS EINER MEHRZAHL DIESER BIOSENSOR-SCHALT-
KREISE BESTEHENDER SENSOR-ARRAY UND BIOSENSOR-ARRAY



(57) Abstract: The invention relates to a circuit arrangement, a sensor array and a biosensor array. The circuit arrangement comprises a substrate, a sensor element configured on a surface area of the substrate with a physical parameter which can be coupled to a substance to be analyzed; The type of coupling comprises a resistive component and a calibrating device embodied in or on the substrate and arranged in such a way that a modification of the value of the physical parameter of the sensor element can be at least partially compensated therewith. Preferably, the sensor element of the circuit arrangement is provided with an electrically conductive sensor electrode which can be coupled to the substance to be analyzed. The sensor element can also comprise a measuring transistor with a gate connection which is coupled to the electrically conductive sensor electrode.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Schaltung-Anordnung, ein Sensor-Array und ein Biosensor-Array. Die Schaltung-Anordnung weist ein Substrat, ein in oder auf einem Oberflächen-Bereich des Substrats ausgebildetes Sensor-Element mit einem physikalischen Parameter, das mit einer zu untersuchenden Substanz koppelbar ist, wobei die Art der Kopplung einen ohmschen Anteil aufweist und eine in oder auf dem Substrat ausgebildete Kalibrier-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist. Vorzugsweise weist das Sensor-Element der Schaltung-Anordnung

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 03/038420 A1



(74) **Anwalt: VIERING, Hans-Martin;** Viering, Jentschura & Partner, Steinsdorfstrasse 6, 80538 München (DE).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

(81) **Bestimmungsstaaten (national):** JP, US.

(84) **Bestimmungsstaaten (regional):** europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

eine mit der zu untersuchenden Substanz koppelbare elektrisch leitfähige Sensor-Elektrode auf. Das Sensor-Element kann ferner einen Mess-Transistor aufweisen, dessen Gate-Anschluss mit der elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode gekoppelt ist.

**BIOSENSOR-SCHALTKREIS UND EIN AUS EINER MEHRSAHL DIESER
BIOSENSOR-SCHALTKREISE BESTEHENDER SENSOR-ARRAY UND
BIOSENSOR-ARRAY**

Die Erfindung betrifft eine Schaltkreis-Anordnung, ein
5 Sensor-Array und ein Biosensor-Array.

Die Netzwerkstruktur von Gehirnen höherer Tiere ist von hoher
Komplexität und ist Gegenstand aktueller Forschung in der
Neurobiologie. Ein Aspekt dieser Komplexität ist darin zu
10 sehen, dass äußerlich erkennbare Funktionalitäten wie das
Gedächtnis oder die Objektbildung erst durch die Vernetzung
einzelner Nervenzellen miteinander realisiert wird. Für die
neurobiologische Analyse hat dies zur Folge, dass zum
Verständnis des Gehirns die Aktivität einer sehr großen
15 Anzahl von Nervenzellen zu berücksichtigen ist. Aus
experimentellen bzw. apparativen Gründen stoßen daher
klassische Techniken zum Ableiten neuronaler Aktivität an
ihre Grenzen. Beispielsweise ist das Erfassen elektrischer
Signale einer Nervenzellen mittels einer Penetration in
20 einzelne Zellen unter Verwendung von Glasmikroelektroden bei
großen Zellverbänden mit zehntausenden oder gar Millionen von
Neuronen selbst bei in-vitro Versuchen nicht mehr möglich.

Aus dem Stand der Technik sind Verfahren bekannt, um nicht-
25 invasiv, das heißt anschaulich ohne Eindringen in die zu
untersuchende Nervenzelle, das elektrische Potential einer
Zelle oder eines Zellverbands sensoriell zu erfassen. Ein
solches Konzept ist beispielsweise in [1] beschrieben. Gemäß
diesem Konzept kann eine Vielzahl von Sensoren zeitlich
30 simultan betrieben werden, um die Aktivität einer
neurobiologischen Substanz aufzuzeichnen. Dabei wird ein
Metallkontakt aus einem inerten Material wie beispielsweise
Gold oder Platin als Sensor-Elektrode verwendet. Als Substrat
wird gemäß dem Stand der Technik häufig Glas eingesetzt, da
35 es optisch durchlässig ist und daher eine Überwachung der
experimentellen Anordnung mit einem Durchlichtmikroskop
ermöglicht. Allerdings weist die Verwendung von Glas als
Substrat für ein Sensor-Array den Nachteil auf, dass die
erreichbaren Strukturdimensionen nicht ausreichend gering

sind und dass daher eine ausreichend hohe Ortsauflösung der Aktivität von Nervenzellen nicht erreichbar ist.

Eine Sensor-Anordnungen mit metallischen Elektroden wird häufig als Multi-Elektroden-Array (MEA) bezeichnet.

Ein Multi-Elektroden-Array weist einen bekannten und häufig konstanten Abstand zwischen benachbarten Sensor-Elektroden des Arrays auf, so dass es Neurobiologen ermöglicht ist, eine sogenannte "Karte" von neuronaler Aktivität anzufertigen. Dabei können biologische Proben wie zum Beispiel Hirnproben verwendet werden, in denen die Vernetzung der Neuronen durch die Präparation nicht verändert ist. Prinzipiell weist ein Multi-Elektroden-Array den Vorteil auf, dass die Anzahl der aufzeichnenden Elektroden ausreichend hoch gewählt werden kann, so dass sich beispielsweise bei zueinander ähnlichen, aber nicht miteinander vernetzten Zellen statistische Eigenschaften von Nervenzellen erfassen lassen.

Die Funktion einer Nervenzelle ist für praktische Anwendungen als biochemisch-elektrischer Signalwandler interessant. Die Aktivität neuronaler Zellen wird durch bestimmte Stoffe selektiv beeinflusst, wobei vorteilhaft ist, dass viele solcher Stoffe wasserlöslich sind. Zu den die Aktivität eines Neurons beeinflussenden Molekülen gehören insbesondere Neurotransmitter, die Gegenstand vieler pharmakologischer Untersuchungen sind. Insbesondere sind Multi-Elektroden-Arrays mit darauf kultivierten Nervenzellen, insbesondere aus einem Rattenhirn, zu idealen Experimentierobjekten für die Entwicklung von Pharmaka geworden. Vorteile liegen in der guten experimentellen Handhabung und in vielversprechenden Perspektiven für Langzeitstudien. Wesentlich ist für eine solche Anwendung die zweidimensionale Struktur eines Pharma-Sensors aus Nervenzellen und einer Sensor-Anordnung.

Eine andere Anwendung eines gekoppelten Nervenzellen-Sensor-Systems ist es, toxische Substanzen zu detektieren. Biosensoren zeichnen sich durch einen hohen Grad von Spezifität auf. Nervenzellen beispielsweise sind vorwiegend auf solche Stoffe sensitiv, die für ihren Metabolismus

(Stoffwechsel) relevant sind. Ein wichtiger Einsatzbereich von Biosensoren ist daher das Umweltmonitoring, das heißt das Erfassen von Umweltparametern, insbesondere von Giftstoffen. Aber auch auf militärischem und sicherheitstechnischem Gebiet sind Biosensoren aufgrund des beschriebenen Aspekts einsatzfähig. Ein solches Konzept ist beispielsweise in [2] beschrieben.

Es ist allerdings zu betonen, dass das Einsatzgebiet von Biosensoren, insbesondere der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung, des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays und des erfindungsgemäßen Biosensor-Arrays nicht auf Anwendungen mit Nervenzellen beschränkt sind.

Auf den beschriebenen Einsatzgebieten bzw. auf anderen Einsatzgebieten sind die folgenden Anforderungen an Sensor-Anordnungen zu stellen: Es sollen ausreichend viele Sensoren simultan zu betreiben sein, um zu ermöglichen, eine Momentanaufnahme der Potentialverhältnisse auf der aktiven Oberfläche der Sensor-Anordnung zu erhalten. Ferner ist der Abstand von Sensor-Elementen voneinander bzw. die räumliche Ausdehnung eines Sensor-Elements ausreichend klein zu wählen (typischerweise 10 µm bis einige 10 µm), um eine ausreichend gute Ortsauflösung zu erhalten. Eine weitere wichtige Anforderung an solche Sensoren besteht darin, dass die Ausgangssignale zweier beliebiger Sensoren eines Multi-Elektroden-Arrays bei gleichen Eingangssignalen ebenfalls gleich sein müssen. Dies bedeutet insbesondere, dass keine statischen Differenzen in den Ausgangssignalen der Sensor-Elemente (Offsets) auftreten dürfen, die beispielsweise auf Prozessschwankungen während des Herstellens der Sensor-Elemente beruhen können.

Lösungsansätze zum Ausbilden von Sensoren mit den gewünschten Eigenschaften sind einerseits Sensor-Anordnungen mit sogenannten IGFETs (Insulated Gate-Feldeffekttransistoren) und andererseits die bereits angesprochenen Multi-Elektroden-Arrays (MEA).

Ein solcher FET ist von seinem Grundprinzip her ähnlich wie ein Metall-Isolator-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MISFET) aufgebaut. Er unterscheidet sich von einem herkömmlichen MISFET dadurch, dass die Leitfähigkeit des Kanalbereichs des Transistors nicht mittels einer Metallelektrode, sondern
5 mittels elektrischer oder elektrochemischer Vorgänge innerhalb eines Elektrolyten oberhalb des Dielektrikums gesteuert wird, wobei das Dielektrikum optional auch Ladungen aus dem Elektrolyten aufnehmen kann. Mit anderen Worten sind
10 elektrisch geladene, zu erfassende Partikel (beispielsweise durch die Ionenkanäle von Nervenzellen hindurchtretende Ionen) über den Elektrolyten in Kontakt mit einer dielektrischen Schicht an der Oberfläche des Dielektrikums, wodurch eine rein kapazitive Kopplung zwischen den elektrisch
15 geladenen, zu erfassenden Partikeln und dem Kanalbereich des FETs oder aber zwischen den elektrisch geladenen zu erfassenden Partikeln und der unterhalb der dielektrischen Schicht des FETs angeordneten Gate-Elektrode des FETs bewirkt wird. Mit anderen Worten wirkt die dielektrische Schicht wie
20 das Dielektrikum eines Kondensators, der zwischen den elektrisch geladenen Ionen und direkt dem Kanalbereich des FETs oder zwischen den elektrisch geladenen Ionen der Gate-Elektrode des FETs ausgebildet ist, wobei mittels dieser kapazitiven Kopplung (ohne ohmsche Anteile) der geladenen
25 Partikel an der Oberfläche des FET-Sensors die Leitfähigkeit des FETs infolge eines Sensor-Ereignisses verändert wird, so dass der Wert des Stromflusses zwischen Source- und Drain-Anschluss des FETs ein Maß für das Sensor-Ereignis ist. Ein direkter ohmscher Kontakt, das heißt ein direktes Vordringen
30 der Partikel an einen elektrisch leitfähigen Bereich des FETs, ist nicht möglich. Die Kopplung ist somit rein kapazitiv.

Ein alternatives Lösungskonzept zum Bereitstellen von Sensor-
35 Anordnungen, die den oben genannten Anforderungen gerecht werden, sind die Multi-Elektroden-Arrays (MEAs). Multi-Elektroden-Arrays weisen eine elektrisch leitfähige Oberfläche, zumeist eine Metallelektrode, in direktem Wirkkontakt mit den ein Sensor-Ereignis auslösenden
40 elektrisch geladenen Partikeln. Mit anderen Worten sind die

elektrisch geladenen Partikel bei Multi-Elektroden-Arrays in direktem Wirkkontakt mit der Oberfläche einer Elektrode, so dass die Kopplung zwischen den zu erfassenden Partikeln und einer Sensor-Elektrode zumindest teilweise ohmscher Art ist.

5 Zwar kann bei Multi-Elektroden-Arrays die Kopplung zwischen den zu erfassenden Partikeln und der Elektrode auch kapazitive Anteile aufweisen (an der Oberfläche einer Elektrode können sich sogenannte Helmholtz-Schichten, das heißt Schichten von Partikeln mit alternierend positiven bzw.

10 negativen Ladungen) ausbilden, wichtig sind jedoch die ohmschen Anteile. Bei Multi-Elektroden-Arrays wird also der Ladungszustand eines Knotens direkt unterhalb der Metallelektrode direkt durch zu erfassende Partikel verändert.

15 Bei den Multi-Elektroden-Arrays sind wiederum zwei Konzepte zu unterscheiden: Optisch und elektrisch ansteuerbare MEAs.

Bei der Verwendung optisch adressierbarer Multi-Elektroden-Arrays sind Metallelektroden eines Multi-Elektroden-Arrays matrixförmig angeordnet. Dimensionen von aus dem Stand der Technik bekannten optisch adressierbaren Multi-Elektroden-Arrays weisen typischerweise 60 Zeilen und 60 Spalten auf, wobei die Anzahl der Sensor-Elemente sich aus dem Produkt der

20 Zeilen mit den Spalten ergibt. Die Elektroden einer Spalte sind jeweils über einen Fotowiderstand an eine gemeinsame Spalten-Leitung angeschlossen. Die Auswahl einer Position innerhalb des Sensor-Feldes erfolgt beispielsweise, indem unter Verwendung eines Lasers der mit dieser Position

25 assoziierte Fotowiderstand mittels eines Lichtpulses in einen elektrisch leitenden Zustand versetzt wird. Allerdings weist dieses Konzept den Nachteil auf, dass zu einem Zeitpunkt jeweils nur ein Sensor-Feld ausgewählt werden kann. Ferner weisen optische MEAs den Nachteil auf, dass sie teure und

30 aufwendige Komponenten aufweisen. Auch ist der Aufbau derartiger Sensor-Anordnungen aufgrund der Verwendung makroskopischer Bauelemente, wie beispielsweise einer Laseranordnung, oft hoch, was einer angestrebten Miniaturisierung entgegen wirkt. Da optische MEAs gemäß dem

35 Stand der Technik vorwiegend auf Basis eines Glas-Substrates

40

ausgebildet werden, ist beispielsweise die Verwendung von aktiven Schalt- oder Verstärker-Einheiten, beispielsweise von Vorverstärkern direkt unterhalb der Elektrode, technologisch nicht möglich. Auch ist bei der Glas-Substrat-Technologie
5 eine ausreichend geringe Dimensionierung der Sensor-Elemente und ein ausreichend geringer Abstand zwischen den Sensor-Elementen nicht möglich, so dass sowohl die zeitliche als auch die räumliche Auflösung der Sensor-Elemente verbesserungsbedürftig ist.

10

Ein Beispiel für einen aus dem Stand der Technik bekannten elektrisch adressierbaren MEA ist in Fig.1 gezeigt. Der dort gezeigte elektrisch adressierbare MEA 100 ist auf einem Glassubstrat 101 ausgebildet. Mittels einer Begrenzungswand
15 102 ist ein aktiver Sensorbereich 103 im zentralen Bereich des elektrisch adressierbaren MEAs 100 ausgebildet. In dem aktiven Sensorbereich 103 ist eine Vielzahl von Sensor-Feldern 104 im Wesentlichen matrixförmig angeordnet, wobei die Sensor-Felder 104 derart eingerichtet sind, dass sie ein
20 Sensor-Ereignis eines darüber angeordneten zu untersuchenden Objekts, beispielsweise einer darauf aufgebrachten Nervenzelle, erfassen können. Über elektrische Zuleitungen 105 werden die elektrischen Signale zu Kontaktflächen 106 im Randbereich des elektrisch adressierbaren MEAs 100
25 abgeleitet. Der Platzbedarf für die elektrischen Zuleitungen 105 ist sehr hoch. Dadurch ist die maximal erreichbare Anzahl von Sensor-Feldern 104 stark eingeschränkt. Die derzeitige technologische Grenze von bekannten MEAs liegt bei 64 Sensor-Feldern. Neben der stark beschränkten Anzahl maximal
30 erreichbarer Sensor-Felder 104 infolge der separaten elektrischen Kontaktierung jedes einzelnen Sensor-Feldes 104 mittels elektrischer Zuleitungen 105 ist eine ausreichend gute räumliche Auflösung nicht erreichbar. Ferner ist zur Auswertung der an den Kontaktflächen 106 bereitgestellten
35 Signale eine in Fig.1 nicht gezeigte aufwendige externe Auswerte-Elektronik erforderlich, die den Platzbedarf des elektrisch adressierbaren Multi-Elektroden-Arrays 100 erhöht. Ferner ist ein wesentlicher Nachteil der aus dem Stand der Technik bekannten elektrisch adressierbaren MEAs 100 darin zu

sehen, dass das Erfordernis, dass die Ausgangssignale zweier unterschiedlicher Sensoren eines MEAs 100 bei gleichen Eingangssignalen ebenfalls gleich sind, oft nicht erfüllt ist. Dies beruht unter anderem auf Schwankungen in der

5 Prozesstechnologie beim Ausbilden der einzelnen Sensor-Felder 104 und hat zur Folge, dass die Nachweissensitivität und die Verlässlichkeit der erhaltenen Sensor-Signale verbesserungsbedürftig ist. Mit anderen Worten weisen unterschiedliche Sensor-Felder 104 eines elektrisch

10 adressierbaren MEAs 100 Schwankungen bezüglich des Wertes eines oder mehrere physikalischer Parameter der Sensor-Elemente 104 auf, beispielsweise als Folge von schwankenden Prozessbedingungen bei deren Herstellung, so dass eine eindeutige Zuordnung eines elektrischen Ausgangssignals zu

15 einem Sensor-Signal an einem zugehörigen Sensor-Feld 104 nicht möglich ist.

Ferner ist aus [3] ein vollelektronisches Multi-Elektroden-Array mit einer elektronischen Positionsauswahl offenbart,

20 das jedoch die genannte Anforderung, dass bei unterschiedlichen Sensor-Feldern einem definierten Eingangssignal ein eindeutiges Ausgangssignal zugeordnet sein soll, ebenfalls nicht erfüllt.

25 In [5] ist eine Kombination aus einer beheizten Lambda-Sonde mit sprungförmiger bzw. binärer Sensorcharakteristik mit einer weiteren beheizten Lambda-Sonde für die Bestimmung des Lambdawertes in einem Gasgemisch offenbart, wobei das Ausgangssignal der einen Lambda-Sonde zur Kalibrierung der

30 anderen Lambda-Sonde dient.

Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, ein elektronisches Multi-Elektroden-Array bereitzustellen, bei dem auch bei einer Veränderung bzw. einer Abweichung des Wertes eines

35 physikalischen Parameters eines Sensor-Elements von einem Referenzwert, d.h. einem bei normalen, vorzugsweise vorgegebenen, Prozessbedingungen auftretendem Wert des physikalischen Parameters, ein von dem Sensor-Element generiertes Sensor-Signal von der Veränderung des Werts

40 unabhängig ist.

Die Erfindung wird durch eine Schaltkreis-Anordnung, ein Sensor-Array und ein Biosensor-Array mit den Merkmalen gemäß den unabhängigen Patentansprüchen gelöst.

5

Die erfindungsgemäße Schaltkreis-Anordnung weist ein Substrat, ein in oder auf einem Oberflächen-Bereich des Substrats ausgebildetes Sensor-Element mit einem physikalischen Parameter, das mit einer zu untersuchenden Substanz koppelbar ist, wobei die Art der Kopplung einen ohmschen Anteil aufweist und eine in oder auf dem Substrat ausgebildete Kalibrier-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

15

Ferner ist erfindungsgemäß ein Sensor-Array mit einer Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen- und Spalten-Leitungen im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit in Zeilen- und Spalten-Leitungen verschalteten Schaltkreis-Anordnungen mit den oben genannten Merkmalen geschaffen.

20

Ferner ist ein Biosensor-Array mit einem Sensor-Array mit den oben genannten Merkmalen bereitgestellt.

25

Die erfindungsgemäße Schaltkreis-Anordnung weist insbesondere das Merkmal auf, dass die Komponenten der Schaltkreis-Anordnung, insbesondere die Sensor-Elemente und die Kalibrier-Einrichtung in ein Substrat, vorzugsweise ein halbleitertechnologisches Substrat integrierbar sind. Dies bewirkt eine Miniaturisierung der Anordnung, wodurch die räumliche Auflösung eines auf der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung basierenden Sensor-Arrays verbessert ist. Ferner können übliche und damit ausgereifte Prozesse der Halbleitertechnologie erfindungsgemäß verwendet werden, um die Schaltkreis-Anordnung auszubilden. Dadurch ist ein wenig aufwendiges Herstellen der Schaltkreis-Anordnung möglich. Ein wichtiger Vorteil der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung gegenüber dem Stand der Technik besteht darin, dass infolge der Kompensierung einer Veränderung des Werts des

40

physikalischen Parameters des Sensor-Elements mittels der in und/oder auf dem Substrat ausgebildeten Kalibrier-Einrichtung eine eindeutige Zuordnung eines Sensor-Signals zu einem an dem zugehörigen Sensor-Element erfolgten Sensor-Ereignisses
5 möglich ist, selbst wenn zwischen unterschiedlichen Sensor-Elementen beispielsweise infolge von Prozessschwankungen der jeweilige physikalische Parameter oder mehrere derartige physikalische Parameter einen unterschiedlichen Wert aufweisen. Beispielsweise kann wie unten beschrieben das
10 Sensor-Element einen Mess-Transistor aufweisen, dessen Schwellenspannung oder andere Parameter infolge von Prozessschwankungen beim Ausbilden der Sensor-Elemente um einen Mittel- oder Referenz-Wert herum streuen. Sensor-Elemente mit einem unterschiedlichen Wert dieses
15 physikalischen Parameters liefern gemäß dem Stand der Technik bei dem gleichen Sensor-Ereignis unterschiedliche Sensor-Signale. Die erfindungsgemäße Kalibrier-Einrichtung ist derart eingerichtet, dass dieser nachteilige Effekt gerade vermieden ist, indem eine Veränderung des Werts des
20 physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensiert wird. Dadurch ist die Messgenauigkeit bzw. die Reproduzierbarkeit eines auf der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung basierenden Sensor-Arrays erhöht, und eine all zu hohe Exaktheit ist bei der Herstellung der
25 Sensor-Elemente des Sensor-Arrays entbehrlich.

Unter einem physikalischen Parameter wird im Rahmen dieser Beschreibung ein beliebiger Parameter des Sensor-Elements, beispielsweise die Schwellenspannung eines Mess-Transistors
30 des Sensor-Elements, verstanden, welcher Parameter bei einem bestimmten Sensor-Ereignis das daraus resultierende Sensor-Signal beeinflusst, wobei mittels der Kalibrier-Einrichtung diese Beeinflussung zumindest teilweise vermieden wird.

35 Vorzugsweise weist das Sensor-Element der Schaltkreis-Anordnung eine mit der zu untersuchenden Substanz koppelbare elektrisch leitfähige Sensor-Elektrode auf.

Das Sensor-Element kann ferner einen Mess-Transistor aufweisen, dessen Gate-Anschluss mit der elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode gekoppelt ist.

- 5 Der Mess-Transistor ist also vorzugsweise ein Feldeffekttransistor, insbesondere ein MOSFET. Es ist jedoch alternativ möglich, als Mess-Transistor des Sensor-Elements einen Bipolar-Transistor zu verwenden, wobei der Basis-Anschluss des Bipolar-Transistors die Funktionalität des
10 Gate-Anschlusses eines Feldeffekttransistors und wobei die Emitter- und Kollektor-Anschlüsse des Bipolar-Transistors die Funktionalität der Source-/Drain-Anschlüsse des Feldeffekttransistors wahrnehmen. Indem als aktives Element des Sensor-Elements ein Mess-Transistor verwendet wird, ist
15 ein hochsensitives und wenig aufwendiges Bauelement einer geringen Strukturdimension verwendet.

- Weiter kann die erfindungsgemäße Schaltkreis-Anordnung eine Einrichtung zum Erfassen eines ein erfolgtes Sensor-Ereignis
20 charakterisierenden elektrischen Parameters aufweisen, die mit einem ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors koppelbar ist. Diese Einrichtung kann insbesondere ein Voltmeter zum Erfassen einer elektrischen Spannung oder ein Amperemeter zum Erfassen eines elektrischen Stroms sein, es
25 ist jedoch auch das Erfassen eines anderen elektrischen Parameters wie beispielsweise eines elektrischen Widerstands oder einer Frequenz möglich. Anschaulich wird infolge eines Sensor-Ereignisses der Ladungszustand des Gate-Anschlusses des Mess-Transistors beeinflusst, wodurch ein elektrischer
30 Strom zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Mess-Transistors verändert wird. Ein mit diesem Stromfluss korrespondierendes elektrisches Signal, entweder der Stromfluss selbst oder eine damit zusammenhängende elektrische Spannung oder ein anderes elektrisches Signal,
35 wird dann mittels der Einrichtung zum Erfassen dieses elektrischen Parameters erfasst.

- Ferner kann die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet sein, dass mit ihr das an den ersten oder einen zweiten
40 Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors angelegte

elektrische Potential derart steuerbar ist, dass durch sie ein von einem Sensor-Ereignis bewirktes Sensor-Signal des Sensor-Elements auf einen Wert einstellbar ist, der von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängig ist.

Anschaulich wird einer der beiden Source-/Drain-Anschlüsse des Mess-Transistors infolge der Funktionalität der Kalibrier-Einrichtung auf ein derartiges elektrisches Potential gebracht, dass eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters dieses Sensor-Elements dadurch zumindest teilweise kompensiert wird und unterschiedliche Sensor-Elemente mit unterschiedlichen Werten dieses physikalischen Parameters bei einem gleichen Sensor-Ereignis ein gleiches oder im Wesentlichen gleiches Sensor-Signal erzeugen.

Die Kalibrierung erfolgt also über einen der beiden Source-/Drain-Anschlüsse des Mess-Transistors. Alternativ kann die Kalibrierung über den Substrat-Anschluss (Bulk-Anschluss) des Mess-Transistors erfolgen. In diesem Falle erhält jeder Mess-Transistor eine eigene, separat kontaktierbare Wanne, deren Potential beispielsweise mittels eines Source-Folgers eingestellt werden kann, wodurch die Übertragungseigenschaften des darin bzw. darauf ausgebildeten Mess-Transistors beeinflusst werden. Mit anderen Worten können alle elektrischen Knoten eines MOSFETs (erster Source-/Drain-Anschluss, zweiter Source-/Drain-Anschluss, Bulk-Anschluss) bis auf den Gate-Anschluss dazu dienen, auf ein solches Potential gebracht zu werden, dass dadurch das zugehörige Sensor-Element kalibriert ist bzw. die Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensiert ist.

Insbesondere kann die Kalibrier-Einrichtung der Schaltkreis-Anordnung derart eingerichtet sein, dass mit ihr das an dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anliegende elektrische Potential steuerbar ist.

Dies ist insbesondere bei einer Schaltkreis-Anordnung realisiert, bei der an den zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors ein erstes elektrisches Referenz-Potential, beispielsweise das Massepotential, anlegbar ist, und bei der die Kalibrier-Einrichtung einen Kalibrier-Transistor und einen ersten und einen zweiten Source-/Drain-Anschluss aufweist, welche Source-/Drain-Anschlüsse zwischen den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors und die Einrichtung zum Erfassen eines elektrischen Parameters geschaltet sind, und an dessen Gate-Anschluss ein derartiges elektrisches Signal anlegbar ist, dass das an den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anlegbare elektrische Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

Mit anderen Worten wird gemäß dieser Ausgestaltung der Kalibrier-Transistor als Gate-gesteuerter Source-Folger betrieben, wobei der zweite Source-/Drain-Anschluss des Kalibrier-Transistors mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors gekoppelt ist, und wobei über den Gate-Anschluss des Kalibrier-Transistors ein Knoten zwischen dem zweiten Source-/Drain-Anschluss des Kalibrier-Transistors und den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors auf ein solches elektrisches Potential gebracht ist, dass dadurch die Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensiert ist.

Alternativ kann die Kalibrier-Einrichtung der Schaltkreis-Anordnung derart eingerichtet sein, dass mit ihr das an dem zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anliegende elektrische Potential steuerbar ist.

Dies kann realisiert sein, indem der erste Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors mit der Einrichtung zum Erfassen eines elektrischen Parameters gekoppelt ist, und indem die Kalibrier-Einrichtung einen Kalibrier-Transistor aufweist, der einen mit dem zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors gekoppelten ersten Source-/Drain-Anschluss und einen zweiten Source-/Drain-Anschluss aufweist,

an den ein zweites elektrisches Referenz-Potential anlegbar ist, und an dessen Gate-Anschluss ein derartiges elektrisches Signal anlegbar ist, dass das an den zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anlegbare elektrische
5 Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

In diesem Fall wird die Kalibrierung mittels einer Source-
10 Gegenkopplung des Kalibrier-Transistors gegen den Mess-Transistor realisiert, wobei auf dem Gate-Anschluss des Kalibrier-Transistors eine Ladung verbleibt. Anschaulich wird in diesem Fall der Kalibrier-Transistor als steuerbarer Widerstand betrieben, wobei der Widerstand auf einen Wert
15 eingestellt wird, durch den bewirkt ist, dass eine Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensiert ist.

Die Kalibrier-Einrichtung der Schaltkreis-Anordnung kann
20 alternativ einen Kalibrier-Transistor, eine erste Konstantstromquelle, die mit jeweiligen zweiten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgegebenen elektrischen Stromstärke, und eine
25 Stromspiegel-Schaltung aufweisen, die mit jeweiligen ersten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, die derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Wertes des
30 physikalischen Parameters des Sensor-Elements das elektrische Potential am Gate-Anschluss des Kalibrier-Transistors derart einstellbar ist, dass in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses der Stromfluss zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Mess-Transistors und der Stromfluss zwischen den beiden
35 Source-/Drain-Anschlüssen des Kalibrier-Transistors im Wesentlichen gleich ist.

Gemäß dieser Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Einrichtung werden ein Mess-Transistor und ein Kalibrier-
40 Transistor in zwei zueinander parallel geschalteten

Stromzweigen betrieben, und es wird unter Verwendung der Funktionalität und einer geeigneten Verschaltung der Stromspiegel-Schaltung sichergestellt, dass in den beiden Stromzweigen in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses ein im Wesentlichen gleicher Strom fließt. Ein gleicher Strom in den beiden parallel geschalteten Zweigen mit Mess- bzw. Kalibrier-Transistor bewirkt eine derartige Einstellung der Potentiale an den Knoten des Mess- bzw. Kalibrier-Transistors, dass auch bei einer Abweichung des Werts des physikalischen Parameters des Mess- bzw. Kalibrier-Transistors bei einem Sensor-Ereignis ein von dem Wert des physikalischen Parameters unabhängiger Sensor-Strom fließt.

Alternativ kann bei der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung an den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors ein drittes elektrisches Potential angelegt sein, und die Kalibrier-Einrichtung kann einen Kalibrier-Transistor mit einem ersten und einem zweiten Source-/Drain-Anschluss, eine zweite Konstantstromquelle, die mit den jeweiligen zweiten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgebbaren elektrischen Stromstärke, und eine dritte Konstantstromquelle aufweisen, die mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Kalibrier-Transistors koppelbar ist, zum Bereitstellen einer weiteren vorgebbaren elektrischen Stromstärke, welche dritte Konstantstromquelle derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Werts des physikalischen Parameters die an den Anschlüssen der Transistoren anlegbaren Potentiale derart einstellbar sind, dass in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses die Stromflüsse zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Mess-Transistors einerseits und zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Kalibrier-Transistors andererseits gleich groß sind.

Gemäß einer alternativen Realisierung ist die Kalibrier-Einrichtung in der Schaltkreis-Anordnung derart eingerichtet, dass mit ihr ein von einem Sensor-Ereignis bewirktes Sensor-Signal des Sensor-Elements unter Verwendung des Prinzips der korrelierten Doppelabtastung (Correlated Double Sampling,

CDS) in einen Wert umwandelbar ist, der von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängig ist.

Insbesondere kann gemäß dem CDS-Prinzip bei der Schaltkreis-
5 Anordnung an einen zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-
Transistors ein viertes elektrisches Referenz-Potential
angelegt sein, und die Kalibrier-Einrichtung kann eine
elektrische Subtrahier-Einrichtung mit zwei Eingängen und
10 einem Ausgang aufweisen, welcher Ausgang mit der Einrichtung
zum Erfassen eines elektrischen Parameters koppelbar ist,
welcher erste Eingang mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss
des Mess-Transistors gekoppelt ist, und welche elektrische
Subtrahier-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass an ihrem
15 Ausgang die Differenz zwischen zwei an den beiden Eingängen
angelegten elektrischen Signalen bereitstellbar ist. Ferner
kann die Kalibrier-Einrichtung ein zwischen den ersten
Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors und den zweiten
Eingang der elektrischen Subtrahier-Einrichtung geschaltetes
20 Abtast-Halte-Glied (Sample and Hold) aufweisen. Die
Kalibrier-Einrichtung ist derart eingerichtet, dass in einem
ersten Betriebszustand in das Abtast-Halte-Glied ein von dem
physikalischen Parameter des Sensor-Elements abhängiges
Sensor-Signal einprägar ist und dem zweiten Eingang der
elektrischen Subtrahier-Einrichtung bereitstellbar ist. In
25 einem zweiten Betriebszustand ist dem ersten Eingang der
elektrischen Subtrahier-Einrichtung ein für den
physikalischen Parameter des Sensor-Elements
charakteristisches Signal bereitstellbar. Nach dem zweiten
Betriebszustand ist an dem Ausgang der elektrischen
30 Subtrahier-Einrichtung ein von dem Wert des physikalischen
Parameters des Sensor-Elements unabhängiges Sensor-Signal
bereitgestellt, wodurch die Veränderung des Werts des
physikalischen Parameters zumindest teilweise kompensiert
ist.

35

Mit anderen Worten wird zunächst in einem ersten Schritt ein
Sensor-Ereignis in dem Sensor-Element detektiert und dem
Abtast-Halte-Glied ein Sensor-Signal bereitgestellt und darin
abgespeichert. Dieses Sensor-Signal ist von der Veränderung
40 des Werts des physikalischen Parameters des ersten Sensor-

Elements abhängig, und kann ferner von physikalischen Parametern weiterer Komponenten, beispielsweise eines Verstärkers zum Verstärken des Sensor-Signals abhängig sein. Das in dem Abtast-Halte-Glied gespeicherte Signal ist daher
5 für unterschiedliche Sensor-Elemente mit unterschiedlichen Werten des physikalischen Parameters unterschiedlich. In dem zweiten Betriebszustand wird ein Sensor-Signal nicht erfasst, so dass ein Hilfs-Signal, das dem ersten Eingang der elektrischen Subtrahier-Einrichtung bereitgestellt ist, von
10 dem Sensor-Ereignis unabhängig ist, und das von dem Wert des physikalischen Parameters bzw. von der Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters abhängt. Die elektronische Subtrahier-Einrichtung ist derart eingerichtet, dass sie die Differenz zwischen dem von dem Wert des physikalischen
15 Parameters abhängigen Signal an dem ersten Eingang und dem an dem zweiten Eingang bereitgestellten Sensor-Signal inklusive einem von dem physikalischen Parameter abhängigen Teilsignal bilden kann, so dass an dem Ausgang der elektronischen Subtrahier-Einrichtung ein von dem Wert des physikalischen
20 Parameters im Wesentlichen unabhängiges Sensor-Signal bereitgestellt werden kann.

Anschaulich weist die Kalibrier-Einrichtung gemäß den beschriebenen Ausgestaltungen Bauelemente (insbesondere
25 Transistoren und Kapazitäten, zum Beispiel ausgebildet durch die Gate-Kapazität eines Transistors) auf, mit deren Hilfe während einer Kalibrierphase für ein jeweiliges Sensor-Element spezifische Werte des physikalischen Parameters abgespeichert werden können, was in Kombination mit einer
30 geeigneten Verschaltung mit den übrigen Komponenten der Schaltkreis-Anordnung bzw. des Sensor-Arrays dazu führt, dass alle Sensor-Elemente unabhängig von der jeweiligen Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters eine identische Übertragungscharakteristik aufweisen, bzw. dass
35 deren Offset-Größen zumindest teilweise abgeglichen sind.

Insbesondere kann der elektronische Parameter der Schaltkreis-Anordnung eine elektrische Spannung oder ein elektrischer Strom sein.

- In der Regel wird ein ohmsch gekoppeltes Sensor-Element als Sensor-Signal einen elektrischen Strom zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des darin vorzugsweise enthaltenen Mess-Transistors aufweisen. Dieser elektrische Strom kann
5 beispielsweise direkt als Sensor-Ereignis erfasst werden. Alternativ kann, was in bestimmten Anwendungsfällen weniger aufwendig sein kann, eine von dem beschriebenen elektrischen Strom abhängige elektrische Spannung als zu erfassender elektrischer Parameter verwendet werden. Um einen
10 elektrischen Sensor-Strom in eine elektrische Sensor-Spannung umzuwandeln, kann beispielsweise ein Strom-Spannungs-Wandler verwendet werden, beispielsweise ein Widerstand, an dem infolge des Sensor-Stroms eine Sensor-Spannung abfällt.
- 15 Vorzugsweise weist die Sensor-Elektrode der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung eines oder eine Kombination der Materialien Titan, Titannitrid, Gold und Platin auf. Diese Materialien haben alle die Eigenschaft, elektrisch gut leitfähig zu sein und chemisch inert zu sein. Die geringe
20 Empfindlichkeit gegenüber möglicherweise chemisch aggressiven Elektrolyten in Wirkkontakt mit der Sensor-Elektrode und die Kompatibilität der beschriebenen Materialien mit häufig empfindlichen biologischen Substanzen führt dazu, dass diese Materialien gut geeignet sind als Material für die Sensor-
25 Elektrode. Insbesondere ist eine mit einer dünnen Titannitrid-Schicht bedeckte Titan-Sensor-Elektrode besonders vorteilhaft, da Titannitrid in dünnen Schichten ein guter elektrischer Leiter ist, chemisch inert ist, biokompatibel ist und eine hohe aktive Oberfläche aufweist. Diese Sensor-
30 Elektrode steht in Kontakt mit dem Elektrolyten und dient der Ableitung der Signale, beispielsweise der zellulären Signale von Nervenzellen.
- Ferner kann die erfindungsgemäße Schaltkreis-Anordnung
35 mindestens ein integriertes Verstärker-Element zum Verstärken eines Sensor-Signals aufweisen.

Mittels Verstärkens der oft kleinen elektrischen Sensor-Signale wird die Sensitivität erhöht. Indem die Verstärkung

in der Nähe des Sensor-Signals, das heißt nach einem kurzen Übertragungsweg des elektrischen Signals, erfolgt, ist das Signal-Rausch-Verhältnis erhöht. Als Verstärker sind beispielsweise Spannungsverstärker oder

5 Transkonduktanzverstärker geeignet.

Gemäß einer bevorzugten Weiterbildung weist die Schaltkreis-Anordnung eine Schalt-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit dieser das Sensor-Element

10 wahlweise mit einem fünften elektrischen Referenz-Potential koppelbar oder von diesem entkoppelbar ist, um das Sensor-Element vor einer Schädigung zu schützen und/oder um an das Sensor-Element ein definiertes elektrisches Potential anzulegen.

15 Eine derartige Schalt-Einrichtung kann eine zu- oder abschaltbare elektrische Kopplung des Eingangs des Mess-Transistors mit einer schaltungsintern vorgegebenen elektrischen Spannung bewirken. Dies ist insbesondere in

20 einem Betriebszustand vorteilhaft, in dem ein auf der erfindungsgemäßen Schaltkreis-Anordnung basierendes Sensor-Array mit einem Elektrolyten aufgefüllt wird, da an dem Eingang des Mess-Transistors während dieses Vorgangs elektrische Überschläge auftreten könnten, wenn der Eingang

25 sehr hochohmig ist, zum Beispiel, wenn der Eingang mit dem Gate-Anschluss eines MOS-Transistors gekoppelt ist. Indem an den Eingang des Mess-Transistors mittels der Schalt-Einrichtung ein vorgegbares elektrisches Referenz-Potential angelegt wird, ist der empfindliche, als integriertes

30 Bauelement ausgebildete, Mess-Transistor vor elektrischen Überschlägen geschützt. Ferner kann bei der Herstellung eines Multi-Elektroden-Arrays an dem Eingang eines Mess-Transistors eine prozessbedingte elektrische Aufladung (sogenannte Antenneneffekte) auftreten, wenn der Eingang als Gate-

35 Anschluss eines MOS-Transistors ausgeführt ist und dieser Anschluss keine weitere Verbindung zu einem anderen Schaltungsknoten aufweist. Der Mess-Transistor ist vor solchen nachteiligen Effekten geschützt, wenn der Gate-Anschluss des Mess-Transistors mit dem elektrischen Referenz-

40 Potential gekoppelt wird. Ferner kann es für bestimmte

Anwendungen erforderlich sein, zumindest einen Teil der Gate-Anschlüsse der Mess-Transistoren der Schaltkreis-Anordnungen eines Sensor-Arrays an ein Referenz-Potential anzulegen, beispielsweise während einer Kalibrierphase.

5

Vorzugsweise ist das Substrat der Sensor-Anordnung ein Silizium-Substrat, insbesondere ein Silizium-Wafer oder ein Silizium-Chip. In diesem Falle können die Vorteile und ausgereiften üblichen Prozesse der Silizium-Mikroelektronik verwendet werden, um die erfindungsgemäße Sensor-Anordnung herzustellen.

10

Die Art der Kopplung zwischen dem Sensor-Element und der zu untersuchenden Flüssigkeit kann zusätzlich einen kapazitiven Anteil aufweisen.

15

Im Weiteren werden Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays, das erfindungsgemäße Schaltkreis-Anordnungen aufweist, beschrieben. Ausgestaltungen der Schaltkreis-Anordnung gelten auch für das Schaltkreis-Anordnungen aufweisende Sensor-Array.

20

Indem ein Sensor-Array mit einer Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen- und Spalten-Leitungen im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen verschalteten Schaltkreis-Anordnungen erfindungsgemäß bereitgestellt ist, ist eine hohe Integrationsdichte von Sensor-Elementen und ein hoher Grad an Miniaturisierung erreichbar, wodurch die räumliche Auflösung des Sensor-Arrays hoch ist.

25

30

Vorzugsweise weist bei dem Sensor-Array zumindest ein Teil der Schaltkreis-Anordnungen ein mit der jeweils zugehörigen Zeilen-Leitung und/oder Spalten-Leitung gekoppeltes Auswahl-Element zum Auswählen der jeweiligen Sensor-Anordnung auf, um ein Sensor-Signal des Sensor-Elements der ausgewählten Schaltkreis-Anordnung zu erfassen und/oder bei der ausgewählten Schaltkreis-Anordnung die Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters zumindest teilweise zu kompensieren und/oder um an das Sensor-Element der

35

40

ausgewählten Schaltkreis-Anordnung das fünfte elektrische Potential anzulegen.

- Eine derartige Schaltung ermöglicht die Auswahl eines Sensor-Elements bzw. einer Schaltkreis-Anordnung des Sensor-Arrays und ist derart eingerichtet, Signale zum Ansteuern von Auswahl-Elementen beispielsweise an einem Endabschnitt von Zeilen- und Spalten-Leitungen bereitzustellen.
- 10 Auch kann eine Schaltung mit einem Multiplexer zum sukzessiven Auswählen von Sensor-Elementen, welche Schaltung beispielsweise mittels eines Steuer-Signals steuerbar ist, bereitgestellt sein.
- 15 Gemäß einer bevorzugten Weiterbildung des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays kann zumindest ein Teil der einer jeweiligen Zeilen- und/oder Spalten-Leitung zugeordneten Schaltkreis-Anordnungen eine gemeinsame Einrichtung zum Erfassen eines ein erfolgtes Sensor-Ereignis charakterisierenden
- 20 elektrischen Parameters, eine gemeinsame Konstantstromquelle, eine gemeinsame Schalt-Einrichtung, ein gemeinsames Referenz-Potential, einen gemeinsamen Strom-Spannungs-Wandler, einen gemeinsamen Analog-Digital-Wandler, einen gemeinsamen Stromspiegel, eine gemeinsame Differenzstufe, eine gemeinsame
- 25 Subtrahier-Einrichtung, ein gemeinsames Abtast-Halte-Glied und/oder einen gemeinsamen Verstärker aufweisen.

- Indem eine gemäß obiger Beschreibung einer jeweiligen Schaltkreis-Anordnung zugeordnete Komponente nicht jeder
- 30 einzelnen Schaltkreis-Anordnung, sondern einem Teil oder aller Schaltkreis-Anordnungen einer Zeile bzw. einer Spalte zugeordnet werden, sind Komponenten eingespart, wodurch der Platzbedarf und der Herstellungsaufwand reduziert sind. Mit anderen Worten kann beispielsweise ein gemeinsamer Verstärker
- 35 am Endabschnitt einer Spalten-Leitung bereitgestellt sein, so dass nicht jede einzelne Schaltkreis-Anordnung der Spalten-Leitung einen separaten Verstärker aufweisen muss.

- Insbesondere ist zu betonen, dass ein von einem Sensor-Element abgeleitetes verstärktes analoges Signal bereits On-
- 40 Chip in eine digitale Größe umgewandelt werden kann (mittels

- eines Analog-Digital-Wandlers), wodurch die Fehlerrobustheit erhöht und die Nachweisempfindlichkeit verbessert ist. Auch kann das Sensor-Array Schaltungen bzw. Schaltungskomponenten aufweisen, die mit den Komponenten der einzelnen Schaltkreis-
- 5 Anordnungen Regelkreise bilden, die während der Kalibrierphase aktiviert werden und der Bereitstellung von im Inneren der Schaltkreis-Anordnungen (beispielsweise an geeigneten Knoten oder Anschlüssen von Transistoren) abzuspeichernden Kalibriergrößen dienen.
- 10
- Ferner kann bei dem Sensor-Array zumindest ein Teil der Zeilen- und oder Spalten-Leitungen jeweils eine Einrichtung zum Erfassen eines ein erfolgtes Sensor-Ereignis charakterisierenden elektrischen Parameters aufweisen, wobei
- 15 das Sensor-Array derart eingerichtet ist, dass mittels der einer jeweiligen Zeilen- oder Spalten-Leitung zugeordneten Einrichtung zum Erfassen eines elektrischen Parameters entweder ein Sensor-Signal genau einer Sensor-Anordnung der jeweiligen Zeilen- oder Spalten-Leitung oder eine Summe von
- 20 Sensor-Signalen von zumindest einem Teil der Sensor-Anordnung in der jeweiligen Zeilen- oder Spalten-Leitungen erfassbar ist. Mit anderen Worten kann wahlweise beispielsweise entlang einer Spalten-Leitung entweder das Sensor-Signal von genau einem Sensor-Element der Spalten-Leitung oder von einem Teil
- 25 der Sensor-Elemente der Spalten-Leitung oder von allen Sensor-Elementen der Spalten-Leitung erfasst werden. Im letzteren Falle wird ein Summenstrom-Signal der Sensor-Elemente einer Spalten-Leitung erfasst und ausgewertet. Selbstverständlich ist ein derartiges Erfassen von
- 30 Summenstrom-Signalen auch entlang einer Zeilen-Leitung möglich.
- Zumindest ein Teil der Spalten-Leitungen des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays kann mit einer
- 35 Potentialsteuer-Einrichtung gekoppelt sein, welche derart eingerichtet ist, dass sie das elektrische Potential der zugehörigen Spalten-Leitung auf einem im Wesentlichen konstanten Wert hält. Indem mittels einer Potentialsteuer-Einrichtung das elektrische Potential von einer Spalten-
- 40 Leitung auf einem im Wesentlichen konstanten Wert gehalten

werden kann, ist eine verbesserte Reproduzierbarkeit und eine Erhöhung der Messgenauigkeit erreicht.

Wie oben angesprochen ist erfindungsgemäß auch ein Biosensor-
5 Array mit einem Sensor-Array mit den oben genannten Merkmalen
bereitgestellt. Mit anderen Worten kann das erfindungsgemäße
Sensor-Array ohne weiteres als Sensor zum Erfassen von
solchen Signalen verwendet werden, die von biologischen
Systemen stammen, wie beispielsweise Nervenzellen, die auf
10 das Biosensor-Array aufgebracht sind oder darauf aufgewachsen
sind. Aufgrund der hohen räumlichen Auflösung des Biosensor-
Arrays, der Bio-Kompatibilität der verwendeten Materialien
und der Nachweisempfindlichkeit von Sensor-Elementen des
Biosensor-Arrays ist dieses für biologische Anwendungen
15 ideal.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den Figuren
dargestellt und werden im Weiteren näher erläutert.

20 Es zeigen:

Figur 1 ein elektrisch adressierbares Multi-Elektroden-Array
gemäß dem Stand der Technik,

25 Figuren 2 bis 19 Sensor-Arrays gemäß bevorzugten
Ausführungsbeispielen der Erfindung.

Es sei angemerkt, dass bei den im Weiteren beziehend auf
Fig.2 bis Fig.19 beschriebenen Ausführungsbeispielen des
30 erfindungsgemäßen Sensor-Arrays viele der beschriebenen
Komponenten in unterschiedlichen Ausführungsbeispielen
auftreten. Solche Komponenten sind in unterschiedlichen
Ausführungsbeispielen jeweils mit den gleichen Bezugsziffern
versehen. Ferner ist auch die Funktionalität von Teil-
35 Schaltkreisen der unterschiedlichen Ausführungsbeispiele des
erfindungsgemäßen Sensor-Arrays teilweise gleich, so dass
diese Funktionalität nicht für jedes Ausführungsbeispiel im
Detail beschrieben wird und daher auf andere
Ausführungsbeispiele zurückverwiesen wird.

In Fig.2 ist ein Sensor-Array 200 gemäß einem ersten bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt.

- 5 Das Sensor-Array 200 weist eine Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen-Leitungen 201a, 201b, 201c, 201d und Spalten-Leitungen 202 matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen 201a, 201b, 201c, 201d, 202 verschalteten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 auf.
- 10 In Fig.2 sind insgesamt vier Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 gezeigt, die jedoch nur einen Ausschnitt der matrixförmigen Anordnung von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 zeigen. In gemäß Fig.2 horizontaler Richtung sind Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 einer Zeile
- 15 angeordnet, in gemäß Fig.2 vertikaler Richtung sind die Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 einer Spalte angeordnet. Gemäß dem in Fig.2 gezeigten Ausführungsbeispiel weist jeder der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 dieselbe interne Verschaltung auf, so dass im Weiteren nur
- 20 der Aufbau und die Verschaltung einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 näher beschrieben wird.

- Jede Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 weist eine mit einer zu untersuchenden Substanz, beispielsweise einer Nervenzelle
- 25 (nicht gezeigt in den Figuren), gekoppelte elektrisch leitfähige Sensor-Elektrode 204 aus Gold auf. Ferner weist das in der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 enthaltenen Sensor-Element einen Mess-Transistor 205 auf, dessen Gate-Anschluss 205a mit der elektrisch leitfähigen Sensor-
- 30 Elektrode 204 gekoppelt ist. Das Sensor-Element der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 ist von der Sensor-Elektrode 204 und dem Mess-Transistor 205 gebildet. Die Kopplung des Sensor-Elements mit der in Fig.2 nicht gezeigten zu untersuchenden Substanz weist einen ohmschen Anteil auf,
- 35 d.h., es besteht ein direkter elektrischer Kontakt zwischen elektrisch geladenen Partikeln in der zu untersuchenden Flüssigkeit und dem mit der Sensor-Elektrode 204 gekoppelten Gate-Anschluss 205a des Mess-Transistors 205. Ferner ist in Fig.2 ein Amperemeter 206 zum Erfassen eines erfolgtes

Sensor-Ereignis charakterisierenden elektrischen Stroms gezeigt, welches Amperemeter 206 über mehrere andere Bauelemente mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 koppelbar ist. Die Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 sind in ein Silizium-Substrat (nicht gezeigt) integriert. Insbesondere weist jeder der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 eine in oder auf dem Substrat ausgebildete Kalibrier-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts eines physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist. Mit anderen Worten weist jedes der Sensor-Elemente 204 der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 einen Wert des physikalischen Parameters, nämlich der Schwellenspannung des Mess-Transistors 205, auf, der bei den unterschiedlichen Sensor-Elementen um einen Referenzwert streut. Die Kalibrier-Einrichtung ist, wie im Weiteren beschrieben wird, dazu in der Lage, eine elektrische Ladung als Korrekturgröße an einem Knoten des zugehörigen Sensor-Elements zu speichern, so dass anschaulich alle Mess-Transistoren 205 bei demselben Arbeitspunkt betreibbar sind, unabhängig von dem Wert des tatsächlichen physikalischen Parameters des jeweiligen Transistors. Bei der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 ist die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet, dass mit ihr das an einem zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 anliegende elektrische Potential steuerbar ist. Der erste Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 ist, wie in Fig.2 gezeigt, mit dem Amperemeter 206 gekoppelt, und die Kalibrier-Einrichtung weist einen Kalibrier-Transistor 207 auf, der einen mit dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 gekoppelten ersten Source-/Drain-Anschluss 207b aufweist, und der einen zweiten Source-/Drain-Anschluss 207c aufweist, an den ein elektrisches Massepotential 208 angelegt ist, und an dessen Gate-Anschluss 207a ein derartiges elektrisches Signal anlegbar ist, dass das an den zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 anlegbare elektrische Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Werts der Schwellenspannung (physikalischer Parameter) des jeweiligen Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

Ferner weist jede Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 einen ersten Schalt-Transistor 209 auf, dessen Source-/Drain-Anschlüsse zwischen den Gate-Anschluss 205a des Mess-Transistors 205 und die zugehörige dritte Zeilen-Leitung 201c geschaltet ist. Ferner ist der Gate-Anschluss des ersten Schalt-Transistors 209 mit der zugehörigen vierten Zeilen-Leitung 201d gekoppelt. Der erste Schalt-Transistor 209 sowie die dritte und vierte Zeilen-Leitung 201c, 201d bilden eine Schalt-Einrichtung, die derart eingerichtet ist, dass mit dieser das zugeordnete Sensor-Element wahlweise mit einem an die dritte Zeilen-Leitung 201c angelegten elektrischen Referenz-Potential koppelbar oder von diesem entkoppelbar ist, um das zugehörige Sensor-Element vor einer Schädigung zu schützen und/oder um an das zugehörige Sensor-Element ein definiertes elektrisches Potential, nämlich das an der dritten Zeilen-Leitung 201c angelegte Potential, bereitzustellen. An den Gate-Anschluss 205a des Mess-Transistors 205 ist das an der dritten Zeilen-Leitung 201c anliegende elektrische Potential dann angelegt, wenn an die vierte Zeilen-Leitung 201d ein entsprechendes Schalt-Signal angelegt wird, mittels welchem der erste Schalt-Transistor 209 leitend wird. Der Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistor 207 ist mit einem Source-/Drain-Anschluss eines zweiten Schalt-Transistor 210 gekoppelt, dessen Gate-Anschluss mit der zugehörigen zweiten Zeilen-Leitung 201b gekoppelt ist. Der erste Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 ist mit einem Source-/Drain-Anschluss eines dritten Schalt-Transistors 211 gekoppelt, dessen Gate-Anschluss mit der zugehörigen ersten Zeilen-Leitung 201a gekoppelt ist. Die jeweils anderen Source-/Drain-Anschlüsse des zweiten und des dritten Schalt-Transistors 210, 211 sind mit einer zugehörigen Spalten-Leitung 202 gekoppelt. Am Endabschnitt jeder Spalten-Leitung 202 ist ein elektrischer Knoten 212 angeordnet. Der erste elektrische Knoten 212 ist mit einer Konstantstromquelle 213 gekoppelt, an die eine Versorgungsspannung 214 angelegt ist. Ferner ist der erste elektrische Knoten 212 über einen ersten Schalter 215 und einen ersten Verstärker 216 und mit dem Amperemeter 206

gekoppelt. Der erste Verstärker 216 dient zum Verstärken eines Sensor-Signals.

Im Weiteren wird die Funktionalität des Sensor-Arrays 200 beschrieben. Bei dem Sensor-Array 200 aus Fig.2 wird mittels Anlegens eines elektrischen Signals an die erste Zeilen-Leitung 201a genau eine Sensor-Anordnung 203 in jeder Spalten-Leitung 202 aktiviert. Das an einem Endabschnitt der Spalten-Leitung 202 bereitgestellte Sensor-Signal eines Sensor-Elements einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 enthält einen Sensorstrom $\cdot I$, welcher einem Bias-Strom I_{in} überlagert ist.

Mittels der Konstantstromquelle 213 wird in jede Spalten-Leitung 202 der Strom I_{in} eingespeist, und zwar sowohl während einer Kalibrierphase als auch während einer Messphase (siehe Beschreibung unten). Die Auswahl einer bestimmten Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 erfolgt dadurch, dass an eine zugehörige erste Zeilen-Leitung 201a ein elektrisches Signal angelegt wird, wodurch der dritte Schalt-Transistor 211 leitend wird.

In einer Kalibrierphase sind die ersten Schalter 215 geöffnet, so dass der Strom I_{in} identisch ist mit dem in einer Spalten-Leitung 202 fließenden Spaltenstrom I_{col} . Ferner wird an die zweiten Spalten-Leitungen 201b ein elektrisches Signal angelegt, so dass der damit gekoppelte zweite Schalt-Transistor 210 leitend wird. Dann fließt auch zwischen den jeweiligen Source-/Drain-Anschlüssen des dritten Schalt-Transistors 211, des Mess-Transistors 205 und des Kalibrier-Transistors 207 die Stromstärke I_{col} .

Wird der Kalibrier-Transistor 207 in Sättigung betrieben, das heißt, ist die Differenz zwischen der Spannung zwischen dem Gate-Anschluss 205a und dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 und der Schwellenspannung des Mess-Transistors 205 kleiner als die Spannung zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 205b, 205c des Mess-Transistors 205, so gilt für den Stromfluss I_{ds} durch den

ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 näherungsweise:

$$I_{DS} = 1/2 W/L k [V(E) - (V_t + \Delta V_t) - V_{D2}]^2 \quad (1)$$

5 Dabei ist k eine technologieabhängige Konstante, auch Transistorkonstante genannt, W/L ist das Verhältnis zwischen Weite W und Länge L des Transistors, V(E) ist die an der Sensor-Elektrode 204 anliegende (oder angelegte) elektrische Spannung, die identisch mit dem elektrischen Potential des Gate-Anschlusses 205a des Mess-Transistors 205 ist, V_t ist ein Mittel- oder Referenzwert der Schwellenspannungen unterschiedlicher Mess-Transistoren 205 der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 des Sensor-Arrays 200, ΔV_t ist die individuelle Abweichung bzw. Veränderung der Schwellenspannung eines bestimmten Mess-Transistors 205 des Sensor-Arrays 200 von dem Mittelwert V_t (allgemein ausgedrückt die Veränderung des physikalischen Parameters), und V_{D2} ist die gemeinsame elektrische Spannung an dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 und an dem ersten Source-/Drain-Anschluss 207b des Kalibrier-Transistors 207. Da die Abhängigkeit des Stroms durch den ersten Source-/Drain-Anschluss von der Spannung zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen bei einem Transistor mit einem Arbeitspunkt im Sättigungsbereich gering ist, ist dieser Effekt vernachlässigbar (vgl. allgemeine Transistorkennlinie).

Aufgrund der sich bei der Verschaltung gemäß Fig.2 in der Kalibrierphase (erster Schalter 215 offen) ergebenden schaltungstechnischen Zwangsbedingung

$$I_{in} = I_{co1} = I_D \quad (2)$$

35 stellt sich an dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 eine bestimmte elektrische Spannung ein. Mittels dieser ist der Leitfähigkeitszustand des Kanalbereichs des Kalibrier-Transistors 207 definiert, welcher Kalibrier-Transistors 207 daher anschaulich als

steuerbarer Widerstand betrieben wird und somit eine Source-Gegenkopplung des Mess-Transistors 205 bewirkt. Da die schaltungstechnische Konfiguration von Fig.2 einen geschlossenen Regelkreis darstellt, ergibt sich genau der Spannungsabfall V_{12} über dem Kalibrier-Transistor 207, bei dem die Gleichungen (1) und (2) gleichzeitig erfüllt sind. Insbesondere bedeutet dies, dass für jede Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 ein individueller Wert V_{12} erhalten wird, der von der Veränderung der Schwellenspannung des zugehörigen Mess-Transistors 205 abhängt:

$$V_{12nm} = \cdot V_{1nm} + \text{const.} \quad (3)$$

Dabei bezeichnet n die Ordnungszahl der Zeile und m die Ordnungszahl der Spalte der jeweiligen Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 in der matrixförmigen Anordnung von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203.

Wenn sich die beschriebenen elektrischen Ladungszustände an den Anschlüssen des Mess-Transistor 205 bzw. des Kalibrier-Transistor 207 eingestellt haben, wird das an der zugehörigen zweiten Zeilen-Leitung 201b zuvor angelegte elektrische Signal abgeschaltet, so dass der zweite Schalt-Transistor 210 nicht mehr leitet. Auf der Kapazität des Gate-Anschlusses 207a des Kalibrier-Transistors 207 verbleibt die Ladungsmenge, die während der Kalibrierphase aufgebracht wurde, das heißt die Gate-Spannung des Kalibrier-Transistors 207 verbleibt unverändert und das Pixel ist kalibriert.

Der beschriebene Regelungs- und Kalibriermechanismus funktioniert auch, wenn nicht nur ein einziger physikalischer Parameter, im beschriebenen Ausführungsbeispiel die Schwellenspannung des Mess-Transistors 205 Schwankungen unterworfen ist, sondern auch dann, wenn mehrere (beispielsweise zusätzlich der Faktor k in Gleichung (1) oder weitere Parameter in einer detaillierteren Beschreibung des Transistors) physikalische Parameter beispielsweise infolge von Prozessschwankungen einen Wert aufweisen, der von einem Mittelwert abweicht. Ferner ist anzumerken, dass der

beschriebene Regelungs- und Kalibriermechanismus ebenso funktioniert, wenn, was aufgrund des Sättigungsbetriebs des Mess-Transistors 205 vernachlässigt wurde, die Abhängigkeit des Stromflusses zwischen den beiden Source-/Drain-

5 Anschlüssen 205b, 205c des Mess-Transistors 205 von der Spannung zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 205b, 206c des Mess-Transistors 205 berücksichtigt wird, etwa in einem Szenario, in dem diese Abhängigkeit stärker ist als beim Betrieb des Transistors in Sättigung.

10

In einer Messphase ist der erste Schalter 215 geschlossen. Änderungen des Potentials der zugehörigen Sensor-Elektrode 204 führen zu einer Änderung des Stroms durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 und

15 somit zu einer Änderung des Spaltenstromes I_{col} . Die Differenz aus I_{in} und I_{col} fließt über den geschlossenen ersten Schalter 215 in den Eingang des ersten Verstärkers 216. Der erste Verstärker 216 kann ein Stromverstärker sein oder er kann den Eingangsstrom in eine Ausgangsspannung umsetzen und daher als
20 Strom-Spannungs-Wandler fungieren.

Es ist zu beachten, dass der von dem Amperemeter 206 nach erfolgter Kalibrierungs- und Messphase detektierte Sensor-Strom unabhängig von dem einer Variation der

25 Schwellenspannung oder eines anderen physikalischen Parameters unterworfenen, aus Sensor-Elektrode 204 und Mess-Transistor 205 gebildeten Sensor-Element ist, so dass infolge der Kalibrierung sichergestellt ist, dass jede der in Fig.2 gezeigten Biosensor-Schaltkreise-Anordnungen 203 bei einem
30 bestimmten Sensor-Signal einen bestimmten Sensor-Strom an dem Amperemeter 206 bewirken.

Im Weiteren wird beziehend auf Fig.3 ein zweites bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-
35 Arrays beschrieben.

Das in Fig.3 gezeigte Sensor-Array 300 unterscheidet sich von dem in Fig.2 gezeigten Sensor-Array 200 dadurch, dass die Spalten-Leitungen 202 mit einer Potentialsteuer-Einrichtung

301 gekoppelt sind, welche Potentialsteuer-Einrichtung 301 derart eingerichtet ist, dass sie das elektrische Potential der dazugehörigen Spalten-Leitung 202 auf einem im Wesentlichen konstanten Wert hält.

5

Die in Fig.3 gezeigte Potentialsteuer-Einrichtung 301 weist einen Operationsverstärker 302 mit einem nicht-invertierten Eingang 302a und einem invertierten Eingang 302b und einem Ausgang 302c auf und weist einen vierten Schalt-Transistor 303 auf, dessen Gate-Anschluss mit dem Ausgang 302c des Operationsverstärkers 302 gekoppelt ist. Der eine Source-/Drain-Anschluss des vierten Schalt-Transistor 303 ist mit dem ersten elektrischen Knoten 212 gekoppelt, und der andere Source-/Drain-Anschluss des vierten Schalt-Transistors 303 ist sowohl mit dem invertierten Eingang 302b des Operationsverstärkers 302 als auch mit einem Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 211 gekoppelt. Ferner weist die Potentialsteuer-Einrichtung 301 eine erste Spannungsquelle 304 auf, mittels derer der nicht-invertierte Eingang 302a des Operationsverstärkers 302 auf ein vorgebbares elektrisches Potential gebracht werden kann.

Bei dem Sensor-Array 300 aus Fig.3 kann das elektrische Potential der Spalten-Leitungen 202 und daher das elektrische Potential an dem ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 über die mittels des Operationsverstärkers 302 und des vierten Schalt-Transistors 303 aufgebaute Steuer-Schaltung sowohl in der Kalibrierphase als auch in der Messphase auf einem konstanten Potential gehalten werden. Dadurch kann die Genauigkeit der Kalibrierung weiter erhöht werden. Unterschiedliche Potentiale des ersten Source-/Drain-Anschlusss 205b während der Kalibrierphase und während der Messphase des Mess-Transistors 205 können zu geringen unerwünschten Differenzströmen $\cdot I$ führen, welche an dem ersten Verstärker 216 ein parasitäres Eingangssignal bewirken können. Bei dem in Fig.3 gezeigten Ausführungsbeispiel des Sensor-Arrays 300 ist dieses Problem vermieden.

Im Weiteren wird Bezug nehmend auf Fig.4 ein drittes bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays beschrieben.

- 5 Das in Fig.4 gezeigte Sensor-Array 400 weist dieselben Komponenten auf wie das bezugnehmend auf Fig.2 beschriebene Sensor-Array 200. Allerdings ist die Verschaltung innerhalb der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen des Sensor-Arrays 400 anders als im Falle des Sensor-Arrays 200. Daher wird im
10 Weiteren die Verschaltung und die Funktionalität der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 beschrieben.

- Bei dem Sensor-Array 400 ist die Sensor-Elektrode 204 mit dem Gate-Anschluss 205a des Mess-Transistors 205 gekoppelt. Der
15 zweite Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 ist mit dem Massepotential 208 gekoppelt. Der erste Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 ist mit dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 207c des Kalibrier-Transistors 207 gekoppelt. Der erste Source-/Drain-Anschluss
20 207b des Kalibrier-Transistors 207 ist mit einem Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 211 gekoppelt, und der Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 ist mit einem Source-/Drain-Anschluss des zweiten Kalibrier-Transistors 210 gekoppelt. Der andere Source-/Drain-Anschluss
25 des zweiten Schalt-Transistors 210 ist mit dem ersten elektrischen Knoten 212 gekoppelt, genauso wie der andere Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 211.

- Bei der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 ist an den
30 zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 ein Massepotential 208 angelegt, und die beiden Source-/Drain-Anschlüsse 207b, 207c des Kalibrier-Transistors 207 der Kalibrier-Einrichtung sind zwischen den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 und (über mehrere
35 andere Komponenten) das Amperemeter 206 geschaltet, und an den Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 ist ein derartiges elektrisches Signal anlegbar, dass das an den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205

anlegbare elektrische Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Werts des physikalischen Parameters, nämlich der Schwellenspannung des Mess-Transistors 205 des Sensor-Elements, zumindest teilweise kompensierbar ist.

5 Anschaulich wird bei dem in Fig.4 gezeigten Ausführungsbeispiel des Sensor-Arrays 400 in der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 die Kalibrierung des Stroms durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors
10 205 nicht, wie in Fig.2, über eine Source-Gegenkopplung durch den Kalibrier-Transistor 207 erreicht, sondern der Kalibrier-Transistor 207 wird in Fig.4 als Element zum Einstellen des elektrischen Potentials des ersten Source-/Drain-Anschlusses 205b des Mess-Transistors 205 genutzt. Damit dieser Steuer-
15 Mechanismus effizient genutzt werden kann, ist es vorteilhaft, für den Mess-Transistor 205 einen Arbeitspunkt zu wählen, bei dem die Stärke des Stromflusses durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 ausreichend stark von dem elektrischen Potential an dem
20 ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 abhängt. Dies ist für Arbeitspunkte im Triodengebiet oder im linearen Bereich der Transistorkennlinie gut erfüllt. Mit anderen Worten arbeitet die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 besonders effizient als Kalibrier-Einrichtung, wenn die
25 Spannung zwischen dem Gate-Anschluss 205a und dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 205c des Mess-Transistors 205 abzüglich der Schwellenspannung größer als die Spannung zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 205b, 205c des Mess-Transistors 205 ist. Ferner ist dies gut für
30 Transistoren mit einer ausreichend kurzen Kanallänge selbst im Sättigungsbetrieb erfüllt, was eine Folge von Kurzkanaleffekten ist. Was den Kalibrier-Transistor 207 anbetrifft, so ist es sinnvoll, für diesen einen Arbeitspunkt im Sättigungsbereich zu wählen. Gemäß der in Fig.4 gezeigten
35 Konfiguration der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 wird der Kalibrier-Transistor 207 als Source-Folger betrieben, das heißt, dass das Potential des zweiten Source-/Drain-Anschlusses 207c des Kalibrier-Transistors 207 gegenüber dem Potential an dem Gate-Anschluss 207a um einen definierten
40 Betrag versetzt ist (das heißt anschaulich dem Potential an

dem Gate-Anschluss folgt) und ist weitgehend unabhängig von dem elektrischen Potential an dem ersten Source-/Drain-Anschluss 207b des Kalibrier-Transistors 207.

- 5 Es ist anzumerken, dass für alle hier beschriebenen Ausführungsbeispiele des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays bzw. der erfindungsgemäßen Biosensor-Schaltkreis-Anordnung die Arbeitspunkte der Transistoren mittels Justierens von Parametern, insbesondere der geometrischen Parameter (z.B.
10 Weite W und Länge L) der Mess-Transistoren und der Kalibrier-Transistoren sowie des in die jeweilige Spalten-Leitung 202 eingeprägten Stromes I_{in} erfolgt.

- Im Weiteren wird bezugnehmend auf **Fig.5** das dort gezeigte
15 Sensor-Array 500 gemäß einem vierten bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung beschrieben.

- Das in Fig.5 gezeigte Sensor-Array 500 unterscheidet sich von dem in Fig.4 gezeigten Sensor-Array 400 lediglich darin, dass
20 das Sensor-Array 500 zusätzlich eine Potentialsteuer-Einrichtung 301 aufweist, die oben bezugnehmend auf Fig.3 detailliert beschrieben ist. Diese weist die Funktionalität auf, dass das elektrische Potential der Spalten-Leitungen 202 auf einen konstanten Wert eingeregelt werden kann. Die
25 Funktionalität und die Verschaltung der Potentialsteuer-Einrichtung 301 und der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 des Sensor-Arrays 500 ist analog zu der Verschaltung der Potentialsteuer-Einrichtung 301 und der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 aus Fig.3 realisiert.

- 30 Im Weiteren wird bezugnehmend auf **Fig.6** ein fünftes bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays beschrieben.

- 35 Das in Fig.6 gezeigte Sensor-Array 600 weist Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 auf, von denen jede so ausgebildet ist wie die in Fig.2 gezeigten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203. Allerdings ist das im Falle des Sensor-Arrays 600 erfasste Sensor-Signal eine elektrische

Spannung und nicht wie bei dem Sensor-Array 200 ein elektrischer Strom. Die Modifikationen, die erforderlich sind, um von dem in Fig.2 gezeigten Sensor-Array 200 auf das in Fig.6 gezeigte Sensor-Array 600 zu gelangen, werden im
5 Weiteren beschrieben.

Wie bereits angesprochen ist die Verschaltung innerhalb der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 analog wie in Fig.2 beschrieben. Wie in Fig.6 gezeigt, ist derjenige Source-
10 /Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 210, der mit dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 nicht gekoppelt ist, mit einem zweiten Schalter 601 gekoppelt. Der zweite Schalter 601 ist mit dem Ausgang 602c eines Operationsverstärkers 602 gekoppelt, dessen nicht-
15 invertierter Eingang 602a sowohl mit einem Voltmeter 604 als auch mit demjenigen Source-/Drain-Anschluss des dritten Auswahltransistors 211 gekoppelt ist, der nicht mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 gekoppelt ist. Der invertierte Eingang 602b des
20 Operationsverstärkers 602 ist mit einer zweiten Spannungsquelle 605 gekoppelt, mittels welcher der invertierte Eingang 602b des Operationsverstärkers 602 auf ein definiertes elektrisches Potential gebracht ist. Ferner ist der nicht-invertierte Eingang 602a des
25 Operationsverstärkers 602 mit einem Anschluss eines Lastelements 603, vorzugsweise einem elektrischen Widerstand, gekoppelt, an dessen anderen Anschluss die Versorgungsspannung 214 angelegt ist. Mit anderen Worten ist bei der in Fig.6 gezeigten Konfiguration verglichen mit der
30 in Fig.2 gezeigten Konfiguration des Sensor-Arrays die Konstantstromquelle 213 durch das Lastelement 603 ersetzt. Ferner ist das Amperemeter 206 durch ein Voltmeter 604 ersetzt. Der Sensor-Strom wird durch den Spannungsabfall an dem Lastelement 603 in eine zu erfassende Spannung
35 umgewandelt. Mit anderen Worten ist bei dem Sensor-Array 600 das Sensor-Signal eine elektrische Spannung.

Der elektrische Strom, der durch eine mittels der ersten Zeilen-Leitung 201a und des dritten Schalt-Transistors 211
40 ausgewählte Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 fließt,

bewirkt in der in Fig.6 gezeigten Schaltung sowohl während einer Kalibrierphase als auch während einer Messphase einen Spannungsabfall an dem Lastelement 603. Das Ausgangssignal einer Spalten-Leitung 202 ist die elektrische Spalten-Spannung V_{col} . Auch bei dem Sensor-Array 600 erfolgt die Auswahl der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 einer Zeile, indem mittels eines elektrischen Signals an einer der ersten Zeilen-Leitungen 201a die zugehörigen dritten Schalt-Transistoren 211 in einen leitenden Zustand gebracht werden.

Bei dem Sensor-Array 600 wird vorzugsweise genau eine Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 zugeschaltet, das heißt, dass an die zugehörige erste Zeilen-Leitung 201a ein die damit gekoppelten dritten Schalt-Transistoren 211 in einen leitenden Zustand versetzendes elektrisches Signal anliegt, wohingegen an den anderen ersten Zeilen-Leitungen 201a (der anderen Zeilen von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203) in diesem Falle ein derartiges elektrisches Signal nicht anliegt.

In einer Kalibrierphase zum Kalibrieren der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 einer Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen wird bei der auszuwählenden Zeile an die entsprechende Zeilen-Leitung 201b ein solches elektrisches Signal angelegt, dass dadurch die zugehörigen zweiten Schalt-Transistoren 210 leitend werden, wohingegen an die zweiten Zeilen-Leitungen 201b einer nicht auszuwählenden Zeilen von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 ein derartiges elektrisches Signal nicht angelegt wird. Der zweite Schalter 601 ist in der Kalibrierphase geschlossen.

Die Verschaltung der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 mit dem Operationsverstärker 602 und dem Lastelement 603 in der oben beschriebenen Weise bewirkt wiederum einen geschlossenen Steuerkreis. An dem Ausgang 602c des Operationsverstärkers 602 ist eine Spannung bereitgestellt, die über den leitenden zweiten Schalt-Transistor 210 an den Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 angelegt wird. Mittels dieser Spannung ist der Leitfähigkeitszustand des Kalibrier-Transistors 207 festgelegt, der wie bei dem Sensor-Array 200, als steuerbarer Widerstand betrieben wird.

Dadurch wird eine Source-Gegenkopplung des Mess-Transistors

205 bewirkt, so dass der elektrische Strom durch den Mess-Transistor 205 und durch den Kalibrier-Transistor 207 derart eingestellt wird, dass sich an dem Lastelement 603 ein solcher Spannungsabfall ergibt, dass sich die

5 Differenzspannung an den Eingängen 602a, 602b des Operationsverstärkers 602 zu Null ergibt, wodurch V_{out} gleich dem mittels der zweiten Spannungsquelle 605 an den invertierten Eingang 602b angelegten elektrischen Potential ist. Dadurch ist bewirkt, dass die Ausgangs-Spannung eines

10 Sensor-Elements bzw. einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203, das heißt die elektrische Spannung auf der signalführenden Spalten-Leitung 202, unabhängig von der Schwellenspannung des Mess-Transistors 205 (bzw. eines anderen oder eines weiteren oder mehrerer weiterer

15 physikalischer Parameter des Mess-Transistors 205 oder anderer Bauelemente) einer bestimmten Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 und unabhängig von dem genauen Widerstandswert des Lastelements 603 auf einen vorgegebenen Wert eingestellt ist. Hat sich dieser Zustand in dem Sensor-Array 600 stabil

20 ausgebildet, wird das elektrische Signal an der zweiten Spalten-Leitung 201b entfernt, so dass der zweite Schalt-Transistor 210 nicht leitend wird. Auf der Gate-Kapazität, das heißt auf dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 verbleibt jedoch die während der oben

25 beschriebenen Kalibrierphase aufgebrachte Ladung, das heißt, dass das elektrische Potential des Gate-Anschlusses 207a unverändert bleibt, so dass die zugehörige Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 kalibriert ist.

30 Nach Abschluss der Kalibrierphase kann der zweite Schalter 601 geöffnet werden. Zwar wird die Öffnung bzw. Deaktivierung des Regelkreises auch dadurch bewirkt, dass das elektrische Signal an der zweiten Zeilen-Leitung 201b abgeschaltet wird, allerdings kann der Betrieb eines nicht geschlossenen

35 Regelkreises zu unerwünscht großen Spannungshüben an dem Ausgang 602c des Operationsverstärkers 602 führen, wodurch Störsignale von während der Kalibrierphase zum Bereitstellen des elektrischen Gate-Potentials des Kalibrier-Transistors 207 genutzten Leitungen auf die signalführenden Leitungen 202

40 überkoppeln können. Dieser unerwünschte Effekt wird als

Übersprechen bezeichnet und kann durch Öffnen des zweiten Schalters 601 nach Beendigung der Kalibrierphase vermieden werden.

- 5 Bei dem Sensor-Array 600 ist der Arbeitspunkt des Mess-Transistors 205 vorzugsweise im Sättigungsbereich zu wählen. Allerdings funktioniert der beschriebene Regelungs- und Kalibriermechanismus auch dann, wenn der Arbeitspunkt des Mess-Transistors 205 außerhalb des Sättigungsbereichs gewählt
10 wird.

In der Messphase führen wiederum Änderungen des Potentials $V(E)$ an der Sensor-Elektrode 204 infolge eines Sensor-Ereignisses, beispielsweise infolge eines Stromes elektrisch
15 geladener Partikel durch die Ionenkanäle der Membran einer Nervenzelle auf die aktive Sensor-Oberfläche des Sensor-Arrays 600, zu einer Änderung des Stromflusses durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 und somit zu einer Änderung des Stromflusses durch die
20 zugehörige Spalten-Leitung 202, wodurch ein entsprechender Spannungsabfall an dem Lastelement 603 erfolgt.

Im Weiteren wird bezugnehmend auf Fig.7 ein sechstes bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-
25 Arrays beschrieben.

Das in Fig.7 gezeigte Sensor-Array 700 weist eine Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 401 auf, wie dies oben bezugnehmend auf Fig.4 für das Sensor-Array 400 beschrieben worden ist. Ferner
30 ist das Sensor-Signal im Falle des Sensor-Arrays 700 eine elektrische Spannung, wie im Falle des Sensor-Arrays 600. Dabei ist das Lastelement 603 mit demjenigen Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 211 gekoppelt, der nicht mit dem ersten
35 Source-/Drain-Anschluss 207b des Kalibrier-Transistors 207 gekoppelt ist, und der zweite Schalter 601 ist mit demjenigen Source-/Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 210 gekoppelt, der nicht mit dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 gekoppelt ist.

Die Funktionalität des Sensor-Arrays 700 ergibt sich aus einer Kombination der obigen Beschreibungen des Sensor-Arrays 400 und des Sensor-Arrays 600. Anschaulich sind die

5 Positionen des Mess-Transistors 205 und des Schalt-Transistors 207 bei dem Sensor-Array 700 gegenüber dem Sensor-Array 600 gegeneinander "vertauscht", das heißt, die Kalibrierung wird bei dem Sensor-Array 700 nicht über eine

10 Source-Gegenkopplung des Mess-Transistors 205 durch den Kalibrier-Transistor 207 erreicht, sondern der Kalibrier-Transistor 207 wird hier als Element zum Einstellen des elektrischen Potentials des ersten Source-/Drain-Anschlusses 205b des Mess-Transistors 205 genutzt. Die Arbeitspunkte der beteiligten Transistoren, insbesondere des Mess-Transistors

15 205 und des Kalibrier-Transistors 207 sind daher so zu wählen, wie oben für das Sensor-Array 400 beschrieben.

Bezugnehmend auf **Fig.8** wird im Weiteren ein siebtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays

20 beschrieben.

Das in Fig.8 gezeigte Sensor-Array 800 unterscheidet sich nur punktuell von dem in Fig.6 gezeigten Sensor-Array 600. Insbesondere sind die Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203

25 in beiden Ausführungsbeispielen der Sensor-Arrays 600, 800 weitgehend identisch ausgebildet, wobei die in Fig.8 gezeigte Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 verglichen mit der in Fig.6 gezeigten Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 zusätzlich ein eigenes Lastelement 801 aufweist. Auch wird in

30 beiden Fällen ein Spannungssignal V_{cs1} als Sensor-Signal erfasst. Auch weist das Sensor-Array 800 den Operationsverstärker 602 auf, der mit der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 wie im Falle des Sensor-Arrays 600 verschaltet ist. Allerdings ist bei dem Sensor-Array 800

35 jeder Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 ein darin enthaltenes Lastelement 801 zugeordnet, dessen einer Anschluss mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des zugehörigen Mess-Transistors 205 gekoppelt ist, und an dessen

anderen Anschluss das elektrische Potential der Versorgungsspannung 214 angelegt ist.

- Mit anderen Worten ist das Sensor-Array 800 gegenüber dem
- 5 Sensor-Array 600 dahingehend verändert, dass nicht ein gemeinsames Lastelement 603 pro Spalten-Leitung 202 von allen Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 einer Spalten-Leitung 202 genutzt wird, sondern jede Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 203 weist bei dem Sensor-Array 800 ein
- 10 individuelles Lastelement 801 auf. Es ist zu betonen, dass Parameterschwankungen bei den individuellen Lastelementen 801 durch die Kalibrierung ebenfalls kompensiert werden. Mit anderen Worten kann der ohmsche Widerstand des Lastelements 801 als physikalischer Parameter angesehen werden, dessen
- 15 Wert bei unterschiedlichen Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 unterschiedlich ist, wobei dieser Unterschied bzw. diese Veränderung des Werts des physikalischen Parameters durch die Kalibrierung zumindest teilweise kompensiert wird. Hinsichtlich der Kalibrierphase, der Messphase und des
- 20 Einstellens bzw. Wählens der Arbeitspunkte der Transistoren, insbesondere des Mess-Transistors 205 und des Kalibrier-Transistors 207, sei auf die obige Beschreibung des Sensor-Arrays 200 verwiesen.
- 25 Es sei darauf hingewiesen, dass die Transistoren in den Sensor-Arrays 200 bis 800 alle als n-MOS-Feldeffekttransistoren ausgebildet sind. Dass anstatt eines n-MOS-Transistors mit geringfügigen konstruktiven Änderungen jeder der Transistoren, insbesondere der Mess-Transistor und
- 30 der Kalibrier-Transistor, als p-MOS-Transistor ausgebildet werden kann, ist exemplarisch in dem in Fig.9 gezeigten Sensor-Array 900 gezeigt, das im Weiteren beschrieben wird.

- Das Sensor-Array 900 ist ähnlich ausgebildet wie das Sensor-
- 35 Array 800. Im Gegensatz zu dem Sensor-Array 800 weist das Sensor-Array 900 allerdings einen als p-MOS-Transistor ausgebildeten p-MOS-Kalibrier-Transistor 901 auf. Im Weiteren wird bezugnehmend auf Fig.9 beschrieben, wie die Verschaltung der Komponenten des Sensor-Arrays 900 verändert werden muss,

um als Kalibrier-Transistor einen p-MOS-Transistor 901 zu verwenden. Bei der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 902 ist der p-MOS-Kalibrier-Transistor 901, der einen Gate-Anschluss 901a, einen ersten Source-/Drain-Anschluss 901b und einen zweiten Source-/Drain-Anschluss 901c aufweist, bezüglich der unmittelbar daran angrenzenden benachbarten Bauelemente verschaltet wie der in Fig.8 gezeigte n-MOS-Kalibrier-Transistor 207. Allerdings ist die Verschaltung des Operationsverstärkers 602 modifiziert, um der Tatsache Rechnung zu tragen, dass der gemäß Fig.8 als n-MOS-Transistor ausgebildete Kalibrier-Transistor im Falle des Sensor-Arrays 900 als p-MOS-Kalibrier-Transistor 901 ausgebildet ist. Wie in Fig.9 gezeigt, ist der invertierte Eingang 602b des Operationsverstärkers 602 (anders als in Fig.8) mit demjenigen Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 211 gekoppelt, der nicht mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 gekoppelt ist. Dagegen ist der nicht-invertierte Eingang 602a des Operationsverstärkers 602 mit der zweiten Spannungsquelle 605 gekoppelt. Abgesehen von diesem Aspekt ist die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 902 mit dem p-MOS-Kalibrier-Transistor 901 identisch aufgebaut und verschaltet wie die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 209 aus Fig.8. Mit anderen Worten ist infolge des Ersetzens des n-MOS-Kalibrier-Transistors 207 aus Fig.8 durch den p-MOS-Kalibrier-Transistor 901 aus Fig.9 der invertierte Eingang 602b mit dem nicht-invertierten Eingang 602a des Operationsverstärkers 602 jeder Spalten-Leitung 202 zu vertauschen. Die Möglichkeit, als Transistor für das erfindungsgemäße Sensor-Array wahlweise p-MOS- oder n-MOS-Transistoren verwenden zu können, ermöglicht es, das Sensor-Array auf die Bedürfnisse des Einzelfalls flexibel einstellen zu können. Insbesondere kann Parametern wie dem zur Verfügung stehenden Platzbedarf und anderer Rahmenbedingungen dadurch flexibel Rechnung getragen werden.

Im Weiteren wird Bezug nehmend auf Fig.10 ein neuntes bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays beschrieben.

Das Sensor-Array 1000 weist eine Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen-Leitungen 1001a, 1001b und Spalten-Leitungen 1002a, 1002b im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen 1001a, 1001b, 1002a, 1002b verschalteten Biosensor-Schaltkreisanordnungen 1003 auf. Eine Biosensor-Schaltkreisanordnung 1003 ist auf bzw. in einem Substrat (nicht gezeigt in Fig.10) ausgebildet und weist ein Sensor-Element mit einem physikalischen Parameter auf, das mit einer zu untersuchenden Substanz koppelbar ist, wobei die Art der Kopplung einen ohmschen Anteil aufweist. Ferner weist jede Biosensor-Schaltkreisanordnung 1003 eine in oder auf dem Substrat ausgebildete Kalibrier-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist. Das Sensor-Element ist aus einer mit der zu untersuchenden Substanz koppelbaren elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode 1004 und aus einem Mess-Transistor 1005 aufgebaut, dessen Gate-Anschluss 1501 mit der elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode 1004 aus Platin gekoppelt ist. Ferner ist ein erster Source-/Drain-Anschluss 1005b des Mess-Transistors 1005 (über andere Bauelemente) mit einem ersten Amperemeter 1006 koppelbar. Die Kalibrier-Einrichtung jeder Biosensor-Schaltkreisanordnung 1003 ist derart eingerichtet, dass mit ihr das an einem zweiten Source-/Drain-Anschluss 1005c des Mess-Transistors 1005 anliegende elektrische Potential steuerbar ist. Ferner weist die Kalibrier-Einrichtung jeder Biosensor-Schaltkreisanordnung 1003 einen Kalibrier-Transistor 1007, eine erste Konstantstromquelle 1008, die mit jeweiligen zweiten Source-/Drain-Anschlüssen 1005c, 1007c der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren 1005, 1007 gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgegebenen elektrischen Stromstärke I_{bias} , und eine Stromspiegel-Schaltung auf, die mit jeweiligen ersten Source-/Drain-Anschlüssen 1005b, 1007b der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren 1005, 1007 gekoppelt ist, die derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters (der Schwellenspannung des Mess-Transistors 1005)

das elektrische Potential am Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007 derart einstellbar ist, dass in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses die Stromflüsse zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen dessen Mess-Transistors 1005b, 1005c bzw. Kalibrier-Transistors 1007b, 1007c gleich sind. Es ist darauf hinzuweisen, dass gemäß dem beschriebenen Ausführungsbeispiel jeder Spalte von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1003 eine gemeinsame Stromspiegel-Schaltung und weitere gemeinsame Elemente gemeinsam bereitgestellt sind, wie im Weiteren beschrieben.

Im Weiteren wird die Funktionalität des Sensor-Arrays 1000 beschrieben. Wie auch in den zuvor beschriebenen Ausführungsbeispielen kann eine Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1003 ausgewählt werden, indem an die erste Zeilen-Leitung 1001a ein solches elektrisches Signal angelegt wird, dass dadurch ein erster und ein zweiter Auswahltransistor 1009a, 1009b leitend werden. Der erste und der zweite Schalt-Transistor 1009a, 1009b fungieren als Schalter und schließen, wenn an die erste Zeilen-Leitung 1001a ein entsprechendes elektrisches Signal angelegt wird. Die erste Konstantstromquelle 1008 ist aus einem ersten Hilfs-Transistor 1010 und einer Bias-Spannungsquelle 1011 gebildet. Dabei wird der erste Hilfstransistor 1010 in Sättigung betrieben. An den Gate-Anschluss des ersten Hilfs-Transistors 1010 ist das elektrische Potential der Bias-Spannungsquelle 1011 angelegt, ein erster Source-/Drain-Anschluss des ersten Hilfs-Transistors 1008 ist geerdet, und ein zweiter Source-/Drain-Anschluss des ersten Hilfs-Transistors 1008 ist mit den zweiten Source-/Drain-Anschlüssen 1005c, 1007c des Mess-Transistors 1005 und des Kalibrier-Transistors 1007 gekoppelt. Der von der Konstantstromquelle 1008 einem elektrischen Knoten 1012 bereitgestellte Konstantstrom wird als I_{Bias} bezeichnet. Der Mess-Transistor 1005 wird vorzugsweise in Sättigung betrieben. Ändert sich die Spannung an der Sensor-Elektrode 1004 und somit an dem Gate-Anschluss 1005a des Mess-Transistors 1005, so wird der Stromfluss zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 1005b, 1005c dadurch charakteristisch beeinflusst. Da der Gesamtstrom I_{Bias} durch die Source-/Drain-Anschlüsse 1005b, 1005c des Mess-

Transistors 1005 bzw. durch die Source-/Drain-Anschlüsse 1007b, 1007c des Kalibrier-Transistors 1007 konstant ist, tritt ein Sensor-Signal sowohl im Strompfad des Mess-Transistors als auch im Strompfad des Kalibrier-Transistors 5 1007 auf. Allerdings führt das Sensor-Signal in einem der beiden parallelen Strompfade zu einer Erhöhung, und in dem anderen Strompfad zu einer entsprechenden Erniedrigung der Stromstärke um einen für das Sensor-Ereignis charakteristischen Differenzwert. Die beiden Stromflüsse 10 durch den Mess-Transistor 1005 bzw. durch den Kalibrier-Transistor 1007 werden durch die leitenden ersten und zweiten Schalt-Transistoren 1009a, 1009b, von denen jeweils ein Source-/Drain-Anschluss mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Messtransistors bzw. des Kalibrier-Transistors 15 1005b bzw. 1007b gekoppelt ist, hindurch geleitet und können von dem mit dem anderen Source-/Drain-Anschluss des ersten Schalt-Transistors 1009a gekoppelten ersten Amperemeter 1006 bzw. von einem mit dem anderen Source-/Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1009b gekoppelten zweiten 20 Amperemeter 1013 erfasst werden, falls weder ein erster Schalter 1014 noch ein zweiter Schalter 1015 in der in Fig.10 gezeigten Stellung (sondern in der dazu komplementären Stellung) sind. Dann kann der Stromfluss durch den Mess-Transistor 1005 mittels des ersten Amperemeters 1006 und der 25 Stromfluss durch den Kalibrier-Transistor 1007 mittels des zweiten Amperemeters 1013 erfasst werden. Das Bilden der Differenz dieser beiden erfassten Stromstärken, das heißt eine differenzielle Signalverarbeitung, bietet wegen einer verbesserten Fehlerrobustheit eine erhöhte Messgenauigkeit, 30 was den bei biologischen Proben zu erwartenden kleinen Messsignalen besonders wichtig ist.

Die Kalibrierung der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1003 erfolgt bei dem Sensor-Array 1000 unter Verwendung einer 35 Stromspiegel-Schaltung, die in der in Fig.10 gezeigten Weise verschaltet ist, und die in einen ersten und einen zweiten Stromspiegel-Transistor 1016, 1017 aufweist. Ist der erste Schalter 1014 in der in Fig.10 gezeigten Schalterstellung, so ist derjenige Source-/Drain-Anschluss des ersten Schalt- 40 Transistors 1009a, der mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss

- 1005b des Mess-Transistors 1005 nicht gekoppelt ist, sowohl mit einem Source-/Drain-Anschluss als auch mit dem Gate-Anschluss des ersten Stromspiegel-Transistors 1016 gekoppelt. Ferner ist der Gate-Anschluss des ersten Stromspiegel-
- 5 Transistors 1016 mit dem Gate-Anschluss des zweiten Stromspiegel-Transistors 1017 gekoppelt. In der in Fig.10 gezeigten Schalterstellung des zweiten Schalters 1015 ist derjenige Source-/Drain-Anschluss des zweiten Hilfs-
- 10 Transistors 1009b, der mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Kalibrier-Transistors 1007 nicht gekoppelt ist, mit einem Source-/Drain-Anschluss 1007b des zweiten Stromspiegel-Transistors 1017 gekoppelt. Ferner ist bei dem Sensor-Array 1000 an die jeweils anderen
- 15 Source-/Drain-Anschlüsse des ersten Stromspiegel-Transistors 1016 und des zweiten Stromspiegel-Transistors 1017 sowie an jeweils einen Anschluss der beiden Amperemeter 1006, 1013 das elektrische Potential einer Versorgungsspannung 1018 angelegt.
- 20 Im Weiteren wird beschrieben, wie unter Verwendung der beiden Stromspiegel-Transistoren 1016, 1017, bzw. deren Verschaltung mit den Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1003 in der in Fig.10 gezeigten Weise eine Kalibrierung durchgeführt wird. Im Kalibrierbetrieb ist die Schalterstellung des ersten
- 25 Schalters 1014 und des zweiten Schalters 1015 so, wie in Fig.10 gezeigt. Um eine bestimmte Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1003 zum Kalibrieren auszuwählen, wird an eine entsprechende erste Zeilen-Leitung 1001a ein entsprechendes elektrisches Signal angelegt, so dass der erste und der
- 30 zweite Schalt-Transistor 1009a, 1009b leitend sind. Aufgrund von Schwankungen der elektrischen Transistorparameter des Mess-Transistors 1005 und des Kalibrier-Transistors 1007 (beispielsweise die Schwellenspannung) wird der Stromfluss durch die beiden Zweige des Differenzpaares, das heißt
- 35 zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 1005b, 1005c des Mess-Transistors 1005 einerseits und zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 1007b, 1007c des Kalibrier-Transistors 1007 andererseits selbst dann im Allgemeinen nicht gleich sein, wenn an die Gate-Anschlüsse 1005a bzw.
- 40 1007a des Mess-Transistors 1005 bzw. des Kalibrier-

Transistors 1007 ein identisches elektrisches Potential angelegt ist. Mittels der Stromspiegel-Schaltung wird der Ausgangsstrom durch die Source-/Drain-Anschlüsse des Mess-Transistors 1005 invertiert und mit dem Strom durch die

5 Source-/Drain-Anschlüsse des Kalibrier-Transistors 1007 aus dem anderen Pfad verglichen. Tritt zwischen diesen beiden Stromstärken eine Differenz auf, die von Null verschieden ist, so ändert sich bei einem infolge eines elektrischen Signals an einer der zweiten Spalten-Leitungen 1001b

10 leitenden dritten Schalt-Transistors 1019 das Potential am Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007, bis in beiden Pfaden des Differenzpaares der gleiche Strom fließt. Der Gate-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 1019 ist mit der zweiten Zeilen-Leitung 1001b gekoppelt, seine beiden

15 Source-/Drain-Anschlüsse sind zwischen den Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007 und den zweiten Schalt-Transistor 1009b geschaltet. Entfernt man das elektrische Signal an der zweiten Spalten-Leitung 1000b, so wird der dritte Schalt-Transistor 1019 nicht-leitend und die

20 Kalibrierspannung bzw. die Kalibrierladung verbleibt an dem Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007, so dass auf beiden Pfaden, das heißt, durch den Mess-Transistor 1005 einerseits und den Kalibrier-Transistor 1007 andererseits, der gleiche Strom $I_{bias}/2$ fließt. Dadurch ist die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1003 kalibriert.

25

In Fig.11 ist ein zehntes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays gezeigt.

30 Das Sensor-Array 1100 weist wiederum eine Mehrzahl von im Wesentlichen matrixförmig angeordneten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1101 auf, die verglichen mit den Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1003 in Fig.10 modifiziert sind. Insbesondere ist an den ersten Source-/Drain-Anschluss 1005b

35 des Mess-Transistors 1005 das elektrische Potential einer Versorgungsspannung 1018 angelegt. Die Komponenten der Stromspiegel-Schaltung in dem Strompfad des Mess-Transistors 1005 sind im Falle des Sensor-Arrays 1100 entbehrlich. Die Verschaltung des Strompfads, in dem der Kalibrier-Transistor

1007 angeordnet ist, entspricht innerhalb der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101 der Konfiguration aus Fig.10. Mit anderen Worten ist ein Sensor-Signal der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101 an den zweiten Schalter 1015
5 anlegbar, der entweder in der in Fig.11 gezeigten Stellung ist, wenn das Sensor-Array 1100 in der Kalibrierphase betrieben wird, oder in der dazu entgegengesetzten Stellung ist, wenn das Sensor-Array 1100 in der Messphase betrieben wird.

10

In der Kalibrierphase ist derjenige Source-/Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1009b, der mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1007b des Kalibrier-Transistors 1007 nicht gekoppelt ist, mit einem Anschluss der zweiten
15 Konstantstromquelle 1102 gekoppelt, deren anderer Anschluss auf das elektrische Potential der Versorgungsspannung 1018 gebracht ist. In der Messphase hingegen ist der beschriebene Source-/Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1009b mit einem Anschluss des zweiten Amperemeters 1013 gekoppelt.

20

Bei der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101 ist an den ersten Source-/Drain-Anschluss 1005b des Mess-Transistors 1005 also das Potential der Versorgungsspannung 1018 angelegt, und die
25 Kalibrier-Einrichtung weist auf: den Kalibrier-Transistor 1007 mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1007b und dem zweiten Source-/Drain-Anschluss 1007c, die erste Konstantstromquelle 1008, die mit den zweiten Source-/Drain-Anschlüssen 1005c bzw. 1007c der zueinander parallel
30 geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren 1005, 1007 gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgebbaren elektrischen Stromstärke, und eine zweite Konstantstromquelle 1102, die mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1007b des Kalibrier-Transistors 1007 koppelbar ist, zum Bereitstellen
35 einer weiteren vorgebbaren elektrischen Stromstärke, welche zweite Konstantstromquelle 1102 derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Werts des physikalischen Parameters die an den Anschlüssen der Transistoren 1005, 1007 anlegbaren Potentiale
40 derart einstellbar sind, dass in Abwesenheit eines Sensor-

Ereignisses an der Sensor-Elektrode 1004 die Stromflüsse zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 1005b, 1005c des Mess-Transistors 1005 und zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen 1007b, 1007c des Kalibrier-Transistors 1007 gleich sind.

Anschaulich ist bei dem Sensor-Array 1100 im Gegensatz zu dem Sensor-Array 1000 nur einer der beiden Strompfade des Mess-Transistors 1005 und des Kalibrier-Transistors 1007, nämlich gemäß Fig.11 nur der Strompfad zwischen den Source-/Drain-Anschlüssen 1007b, 1007c des Kalibrier-Transistors 1007 aus der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101 herausgeführt. Eine Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1101 wird wiederum ausgewählt, indem an die erste Zeilen-Leitung 1001a ein derartiges elektrisches Signal angelegt wird, dass dadurch der zweite Schalt-Transistor 1009b leitend wird. An dem gemäß Fig.11 oberen Randabschnitt des Sensor-Arrays 1100 wird dann mittels des zweiten Amperemeters 1013 in der entsprechenden Schalterstellung (entgegengesetzte Schalterstellung des zweiten Schalters 1015 wie in Fig.11) der Stromfluss durch den Strompfad des Kalibrier-Transistors 1007 gemessen und ausgewertet.

Die Kalibrierung erfolgt bei dem Sensor-Array 1100 durch Einprägen eines Referenzstromes I_{cal} . Vorzugsweise ist dieser Kalibrierstrom halb so groß wie der Strom der ersten Konstantstromquelle 1008 der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101, das heißt $I_{cal} = I_{bias}/2$. Dann ist sichergestellt, dass auch in dem Messzweig des Differenzpaares mit dem Mess-Transistor 1005 ein Strom $I_{bias}/2$ fließt. Um auch statistische Schwankungen des Konstantstroms I_{bias} (beispielsweise aufgrund einer Variation der Schwellenspannung des ersten Hilfs-Transistors 1010) zu kompensieren, kann dieser zunächst an einem Randabschnitt des Sensor-Arrays 1100 gemessen werden. Hierzu ist in der Kalibrierphase die elektrische Spannung an einem elektrischen Ausgangsknoten 1103 einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1101 und somit an dem Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007 so hoch gewählt, dass der gesamte oder annähernd der gesamte Strom I_{bias} der ersten Konstantstromquelle 1008 durch diesen Pfad fließt. Im

Anschluss prägt man diesem Pfad einen Strom $I_{cal} < I_{bias}$ ein, wodurch sich ein Strom durch den Mess-Transistor 1005 des Werts $I_{bias} - I_{cal}$ ergibt. Nach Beendigung der Kalibrierphase, das heißt nach Entfernen des elektrischen Signals an der zweiten
5 Zeilen-Leitung 1001b, aufgrund welchen Signals der dritte Schalt-Transistor 1019 zuvor leitend war, wird der dritte Schalt-Transistor 1019 nicht leitend und daher bleibt der zuvor eingeprägte Ladungszustand an dem Gate-Anschluss 1007a des Kalibrier-Transistors 1007 gespeichert und die Biosensor-
10 Schaltkreis-Anordnung 1101 ist kalibriert.

Das in Fig.11 gezeigte Sensor-Array 1100 weist gegenüber dem in Fig.10 gezeigten Sensor-Array den Vorteil auf, dass einige Komponenten eingespart sind, so dass das Sensor-Array 1100 in
15 der Fertigung weniger aufwendig ist. Dagegen weist das in Fig.10 gezeigte Sensor-Array 1100 in Folge der differenzierten Strommessung eine besonders hohe Nachweisempfindlichkeit auf.

20 In Fig.12 ist ein Sensor-Array 1200 gemäß einem elften bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt.

Das Sensor-Array 1200 weist eine Vielzahl von matrixförmig angeordneten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1201 auf, die
25 teilweise so aufgebaut und verschaltet sind, wie die in Fig.11 gezeigten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1101. Allerdings ist bei dem Sensor-Array 1200 eine Potentialsteuer-Einrichtung 301 zum Konstanthalten des Potentials der Spalten-Leitungen 1202 bereitgestellt. Bei dem
30 Sensor-Array 1200 ist eine Kalibrierspannung ähnlich wie in Figuren 6 bis 9 über eine zusätzliche Spalten-Leitung 1203 zugeführt, und das Potential der Spalten-Leitung 1202 wird analog zu dem Konzept von Fig.3 mittels einer Potentialsteuer-Einrichtung 301 auf einem konstanten
35 elektrischen Potential gehalten, das von der ersten Spannungsquelle 304 bereitgestellt ist. An den ersten Source-/Drain-Anschluss 1007b des Kalibrier-Transistors 1007 ist das elektrisch Potential der Versorgungsspannung 214 angelegt.

Im Weiteren wird Bezug genommen auf Fig.13 bis Fig.15, anhand derer ein anderes Konzept beschrieben wird, mit dem eine Veränderung des Werts eines physikalischen Parameters eines Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

5

Zunächst wird das in Fig.13 gezeigte Sensor-Array 1300 beschrieben.

Das Sensor-Array 1300 weist eine Mehrzahl von in
10 Kreuzungsbereichen von Zeilen-Leitungen 1301a, 1301b, 1301c, 1301d und Spalten-Leitungen 1302 im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen 1301a, 1301b, 1301c, 1301d, 1302 verschalteten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1303 auf. Wie bereits bei den oben
15 beschriebenen Ausführungsbeispielen weist jede Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 ein Sensor-Element mit einem physikalischen Parameter und eine Kalibrier-Einrichtung auf, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements
20 zumindest teilweise kompensierbar ist. Das Sensor-Element der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 weist eine mit einer zu untersuchenden Substanz (nicht gezeigt in der Figur) koppelbare elektrisch leitfähige Elektrode 1304 auf. Ferner weist das Sensor-Element der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
25 1303 einen Mess-Transistor 1305 auf, dessen Gate-Anschluss 1305a mit der elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode 1304 (über einen weiteren Transistor 1311, der weiter unten beschrieben wird) gekoppelt ist. Ferner ist in Fig.13 für jede Spalten-Leitung 1302 ein Voltmeter 1306 zum Erfassen
30 einer elektrischen Sensor-Spannung bereitgestellt, welches Voltmeter 1306 mit einem ersten Source-/Drain-Anschluss 1305b des Mess-Transistors 1305 koppelbar ist.

Die Kalibrier-Einrichtung der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
35 1303 ist derart eingerichtet, dass mit ihr ein von dem Sensor-Ereignis bewirktes Sensor-Signal des Sensor-Elements unter Verwendung des Prinzips der korrelierten Doppelabtastung (Correlated Double Sampling, CDS) in einen

Wert umwandelbar ist, der von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängig ist.

Bei der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 ist an einen
5 zweiten Source-/Drain-Anschluss 1305c des Mess-Transistors
1305 ein elektrisches Massepotential 1307 angelegt. Die
Kalibrier-Einrichtung weist einen Differenzverstärker 1308
mit einem ersten Eingang 1308a und einem zweiten Eingang
1308b und einem Ausgang 1308c auf, welcher Ausgang 1308c mit
10 dem Voltmeter 1306 gekoppelt ist, welcher erste Eingang 1308a
mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1305b des Mess-
Transistors 1305 koppelbar ist und welcher
Differenzverstärker derart eingerichtet ist, dass an seinem
Ausgang 1308c die Differenz zwischen zwei an den beiden
15 Eingängen (dem ersten, invertierten Eingang 1308a und dem
zweiten, nicht invertierten Eingang 1308b) angelegten
elektrischen Signalen bereitstellbar ist. Ferner weist die
Kalibrier-Einrichtung ein zwischen den ersten Source-/Drain-
Anschluss 1305b des Mess-Transistors 1305 und den zweiten
20 Eingang 1308b des Differenzverstärkers 1308 geschaltetes
Abtast-Halte-Glied 1309 auf. Die Kalibrier-Einrichtung ist
derart eingerichtet, dass in einem ersten Betriebszustand in
das Abtast-Halte-Glied 1309 ein von dem physikalischen
Parameter des Sensor-Elements (das heißt der
25 Schwellenspannung des Mess-Transistors 1305) abhängiges
Sensor-Signal einprägar ist und dem zweiten Eingang 1308b
des Differenzverstärkers 1308 bereitstellbar ist. Ferner ist
die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet, dass in einem
zweiten Betriebszustand dem ersten Eingang 1308a des
30 Differenzverstärkers 1308 ein für den physikalischen
Parameter des Sensor-Elements charakteristisches Signal
bereitstellbar ist. Die Kalibrier-Einrichtung ist ferner
derart eingerichtet, dass in dem Ausgang 1308c des
Differenzverstärkers 1308 ein von dem Wert des physikalischen
35 Parameters des Sensor-Elements unabhängiges Sensor-Signal,
eine elektrische Spannung, bereitstellbar ist, wodurch die
Veränderung des Wertes des physikalischen Parameters
zumindest teilweise kompensiert ist.

Ferner weist die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 auf einen ersten Schalt-Transistor 1310 und einen zweiten Schalt-Transistor 1311. Die Sensor-Elektrode 1304 ist mit dem ersten Source-/

5 Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1311 gekoppelt, und der andere Source-/Drain-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1311 ist mit dem Gate-Anschluss 1305a des Mess-Transistors 1305 und mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des ersten Schalt-Transistors 1310 gekoppelt. Der
10 zweite Source-/Drain-Anschluss des ersten Schalt-Transistors 1310 ist mit der zweiten Zeilen-Leitung 1301b gekoppelt, und der Gate-Anschluss des ersten Schalt-Transistors 1310 ist mit der dritten Zeilen-Leitung 1301c gekoppelt. Ferner ist der Gate-Anschluss des zweiten Schalt-Transistors 1311 mit der
15 vierten Zeilen-Leitung 1301d gekoppelt. Die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 weist einen dritten Schalt-Transistor 1312 auf, dessen erster Source-/Drain-Anschluss mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1305b des Mess-Transistors 1305 gekoppelt ist. Der Gate-Anschluss des
20 dritten Schalt-Transistors 1312 ist mit der ersten Zeilen-Leitung 1301a gekoppelt, und der zweite Source-/Drain-Anschluss des dritten Schalt-Transistors 1312 ist mit einem elektrischen Kreuzungspunkt 1313 gekoppelt, der mit einem Anschluss eines Lastelements 1314 gekoppelt ist, an dessen
25 anderen Anschluss eine Versorgungsspannung 1315 angelegt ist. Ferner ist der elektrische Kreuzungspunkt 1313 über einen Verstärker 1316 sowohl mit dem invertierten ersten Eingang 1308a des Differenzverstärkers 1308 als auch mit dem Abtast-Halte-Glied 1309 gekoppelt.

30 Im Weiteren wird das Prinzip der korrelierten Doppelabtastung (Correlated Double Sampling) erklärt, das beispielsweise in [4] beschrieben ist. Gemäß diesem Konzept ist das Dämpfen von Rauschanteilen und das Unterdrücken des Offset-Anteils
35 ermöglicht. Dabei wird häufig der Eingang eines Verstärkers mit einer zu messenden Signalquelle gekoppelt. Am Ausgang des Verstärkers wird dann das verstärkte Signal plus einem Offsetsignal des Verstärkers gemessen und abgespeichert. In einer nächsten Phase wird der Verstärker mit einer geeigneten
40 Referenzquelle gekoppelt. An dem Ausgang des Verstärkers

liegt dann nur noch der Offsetanteil an. Mittels Differenzbildung der beiden Ausgangsspannungen ist der Offsetanteil des Verstärkers eliminierbar, so dass das von dem Offset des Verstärkers freie Signal erhalten wird.

5

Um das Sensor-Array 1300 mit dem Konzept des Correlated Double Sampling zu betreiben, werden die Zeilen von den Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1303 nacheinander ausgelesen. Zum Auslesen einer Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1303 wird an die zugehörige erste Zeilen-Leitung 1301a ein derartiges elektrisches Signal angelegt, dass dadurch der dritte Schalt-Transistor 1312 leitend wird. Dadurch ist der erste Source-/ Drain-Anschluss 1305b des Mess-Transistors 1305 mit der Ausleseschaltung im oberen Bereich des Sensor-Arrays 1300 aus Fig.13 gekoppelt. Die eigentliche Messung erfolgt in zwei Phasen:

In der ersten Phase wird an die vierte Zeilen-Leitung 1301d ein derartiges elektrisches Signal angelegt, dass dadurch der zweite Schalt-Transistor 1311 leitend wird. Wird infolge eines Sensor-Ereignisses an der Sensor-Elektrode 1304 das Potential der Sensor-Elektrode 1304 verändert, so bilden die Helmholtz-Schicht an der Sensor-Elektrode 1304 und die Gate-Kapazität des Mess-Transistors 1305 einen Spannungsteiler. Es ist in diesem Zusammenhang anzumerken, dass parallel zu der Helmholtz-Schicht im elektrischen Ersatzschaltbild ein ohmscher Widerstand geschaltet sein kann, der die elektrische Leitfähigkeit des Elektrolyten repräsentiert. Als Helmholtz-Schicht wird eine oberhalb einer elektrisch geladenen Elektrode sich ausbildende Schichtenfolge von Schichten mit alternierend elektrisch geladenen Partikel bezeichnet. Anschaulich erfolgt eine Sortierung der Ionen in mehreren Schichten, so dass beispielsweise in der unmittelbaren Umgebung einer positiv geladenen Elektrode eine Schicht mit negativ geladenen Ionen befindlich ist, gefolgt von einer etwas weiter von der Elektrode entfernten Schicht von positiven Ionen, dann wieder einer Schicht von negativen Ionen, usw. Die Definiertheit der Schichten nimmt mit zunehmenden Abstand von der Elektrodenoberfläche ab. Eine

solche Helmholtz-Schicht kann als Kapazität aufgefasst werden. Unter der Voraussetzung, dass die Kapazität einer Helmholtz-Schicht deutlich größer als die Kapazität an dem Gate-Anschluss 1305a des Mess-Transistors 1305 ist, fällt
5 annähernd die gesamte Spannung am Gate-Anschluss 1305a des Mess-Transistors 1305 ab. Der Mess-Transistor 1305 wird in dieser Konfiguration in Source-Schaltung betrieben, eine Änderung des Potentials an dem Gate-Anschluss 1305a bewirkt eine um einen bestimmten Faktor verstärkte Änderung des
10 Potentials an dem ersten Source-/Drain-Anschluss 1305b. Dieser Verstärkungsfaktor hängt von dem Produkt aus der Steilheit der Transistorkennlinie des Mess-Transistors 1305 und dem Wert des Widerstands ab. Diese Spannungsänderung wird über den Verstärker 1316 außerhalb der Biosensor-Schaltkreis-
15 Anordnung 1303, wobei für jede Spalten-Leitung 1302 jeweils ein gemeinsamer Verstärker 1316 ausgebildet ist, verstärkt. Sowohl der Mess-Transistor 1035 als auch der Verstärker 1316 weisen einen Offset auf, der sich zu dem Sensor-Signal addiert. Die Ausgangsspannung des Verstärkers 1316 wird in
20 dem Abtast-Halte-Glied 1309 abgespeichert.

Nun wird das an die vierte Zeilen-Leitung 1301d angelegte elektrische Signal entfernt, so dass der zweite Schalt-Transistor 1311 sperrt.

25

In der zweiten Phase der Messung wird an die dritte Zeilen-Leitung 1301c ein derartiges elektrisches Signal angelegt, dass der erste Schalt-Transistor 1310 leitet. Dann ist die an der zweiten Zeilen-Leitung 1301b angelegte Referenzspannung
30 an den Gate-Anschluss 1305a des Mess-Transistors 1305 angelegt. In diesem Fall liegt an dem Ausgang des Verstärkers 1316 nur noch der oben beschriebene Offset des Mess-Transistors 1305 bzw. des Verstärkers 1316 selbst an. An dem nicht-invertierten Eingang 1308b des Differenzverstärkers
35 1308 liegt daher das Sensor-Signal plus dem Offsetanteil aus der ersten Messphase an, wohingegen an dem invertierten ersten Eingang 1308a des Differenzverstärkers 1308 allein der Offsetanteil aus der zweiten Messphase anliegt. Das Differenzsignal zwischen den Eingängen 1308a, 1308b des
40 Differenzverstärkers 1308 ist daher das reine Sensor-Signal

ohne den Offsetanteil. Dadurch ist die Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1303 kompensiert.

- 5 Im Weiteren wird Bezug genommen auf **Fig.14** und ein dreizehntes bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays beschrieben.

Das in Fig.14 gezeigte Sensor-Array 1400 unterscheidet sich
10 von dem in Fig.13 gezeigten Sensor-Array 1300 dadurch, dass das Lastelement 1314, ein elektrischer Widerstand, durch eine Konstantstromquelle 1401 ersetzt ist. Das Prinzip der korrelierten Doppelabtastung (Correlated Double Sampling) ist
15 bei dem Sensor-Array 1400 analog wie bei dem Sensor-Array 1300, wobei die Verstärkung der Änderung der Gate-Spannung an dem Mess-Transistor 1305 nun aus dem Quotienten von Steilheit und Ausgangsleitwert des Mess-Transistors 1305 resultiert.

20 In **Fig.15** ist ein Sensor-Array 1500 gemäß einem vierzehnten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt.

Das Sensor-Array 1500 stellt andere Abwandlung des Sensor-Arrays 1300 aus Fig.13 dar. Bei dem Ausführungsbeispiel von Fig.15 sind das Lastelement 1314 und eine Versorgungsspannung
25 1315 entbehrlich, allerdings ist zwischen den Knoten 1313 und dem Verstärker 1316 ein Strom-Spannungs-Wandler 1501 geschaltet. Der Strom-Spannungs-Wandler 1501 ist gemeinsam für alle Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1303 einer Spalten-Leitung 1302 ausgebildet.

30 Mit anderen Worten wird gemäß dem in Fig.15 gezeigten Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays 1500 mittels des Mess-Transistors 1305 im Strom- anstelle eines Spannungs-Signals ausgelesen. Dabei wird die elektrische
35 Spannung V_{co1} auf den Spalten-Leitungen 1302 konstant gehalten, das heißt, es müssen parasitäre Kapazitäten nicht umgeladen werden, und die Schaltung kann schneller ausgelesen werden. Die Änderung des Stromflusses durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 1305b des Mess-Transistors 1305 wird

mittels des Strom-Spannungs-Wandlers 1501 in eine elektrische Spannung umgewandelt. Auch gemäß dem in Fig.15 gezeigten Ausführungsbeispiel wird die Differenz aus dem verstärkten Messsignal und dem verstärkten Referenzsignal gebildet, wobei
5 letzteres den Offset des Mess-Transistors 1305 infolge einer Veränderung der Schwellenspannung widerspiegelt, und es wirken sich auch in diesem Fall die Offsetgrößen nicht auf das Ausgangssignal des Differenzverstärkers 1308 an dem Ausgang 1308c aus. Das Sensor-Spannungssignal kann
10 beispielsweise mittels eines Voltmeters 1502 erfasst werden.

Es ist zu betonen, dass das Prinzip der korrelierten Doppelabtastung (CDS) auch mittels einer komplexeren Verstärker-Einrichtung beispielsweise auf Basis von
15 Differenzstufen etc. realisiert werden kann.

Die bezugnehmend auf in Fig.2 bis Fig.15 beschriebenen Ausführungsbeispiele der erfindungsgemäßen Sensor-Arrays betreffen jeweils ein Szenario, bei dem selektiv eine
20 einzelne Biosensor-Schaltkreis-Anordnung ausgewählt wird, um deren Sensor-Signal zu erfassen. Im Weiteren werden bezugnehmend auf Fig.16 bis Fig.19 Ausführungsbeispiele des erfindungsgemäßen Sensor-Arrays beschrieben, bei denen
25 Summenströme von Einzelsensor-Strömen von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen einer Zeilen-Leitung bzw. einer Spalten-Leitung erfasst werden.

In Fig.16 ist ein Sensor-Array 1600 mit einer Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen-Leitungen 201b, 201c, 201d bzw.
30 1602 und Spalten-Leitungen 1603 im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen 201b, 201c, 201d, 1602, 1603 verschalteten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 gezeigt.

35 Die Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1600 sind ausgestaltet wie die in Fig.2 gezeigten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 203 mit dem Unterschied, dass gemäß dem in Fig.16 gezeigten Ausführungsbeispiel eine erste Zeilen-Leitung 201a entbehrlich ist, da gemäß diesem Ausführungsbeispiel ein

Summenstrom mehrerer, entlang einer Zeile bzw. Spalte angeordneter Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 erfasst wird. Ein Auswählen einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung einer Spalten-Leitung 1603 ist daher in Fig.16 nicht
5 erforderlich. Statt dessen ist eine Summenstrom-Zeilen-Leitung 1602 ausgebildet, die mit den zweiten Source-/Drain-Anschlüssen 207c des Kalibrier-Transistors 207 einer Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 gekoppelt ist. Entlang einer Summenstrom-Spalten-Leitung 1603 summieren sich
10 die einzelnen Sensor-Strom-Signale der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 der zugehörigen Spalte an einem Schalter 1604 in einem Endabschnitt einer jeden Spalten-Leitung 1603 auf. Mit dem Schalter 1604 ist ein Anschluss einer Konstantstromquelle 1605 gekoppelt, an deren anderen
15 Anschluss eine Versorgungsspannung 1606 angelegt ist. Ferner ist der Schalter 1604 mit einem ersten Amperemeter 1607 gekoppelt, das wiederum mit einer Spannungsquelle 1608 gekoppelt ist, an deren einem Anschluss das Potential einer Versorgungsspannung 1606 angelegt ist. Ferner ist an einem
20 Endabschnitt jeder Summenstrom-Spalten-Leitung 1602 ein zweites Amperemeter 1609 angeordnet.

Bei dem in Fig.16 gezeigten Sensor-Array 1600 wird also nicht eine bestimmte Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1601 pro
25 Spalten-Leitung 1603 ausgewählt, wie in den zuvor beschriebenen Ausführungsbeispielen, sondern statt dessen werden Summenströme von mehreren Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 entlang einer Summenstrom-Zeilen-Leitung 1602 oder entlang einer Summenstrom-Spalten-Leitung 1603
30 erfasst und ausgewertet. Um Parameterschwankungen des Mess-Transistors 205 in unterschiedlichen Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 zu kompensieren, werden die Kalibrier-Transistoren 207 in den Strompfad geschaltet, wobei auf die Gate-Anschlüsse 207a der Kalibrier-Transistoren 207 in einer
35 Kalibrierphase eine elektrische Ladung zum Kompensieren einer Veränderung des Wertes eines physikalischen Parameters eines Sensor-Elements (bzw. eines Mess-Transistors 205) aufgebracht wird.

In einer Kalibrierphase wird der Schalter 1604 so gelegt, dass die Summenstrom-Spalten-Leitung 1603 mit der Konstantstromquelle 1605 gekoppelt ist. Das heißt, dass ein vordefinierter Strom I_{cal} in eine Biosensor-Schaltkreis-

5 Anordnung 1601 einer Spalten-Leitung 1603 eingeprägt wird, welche Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1601 durch ein elektrisches Signal an der zweiten Zeilen-Leitung 201b ausgewählt wird, mittels welchen Signals bewirkt wird, dass der zweite Schalt-Transistor 210 leitet. Bei einer

10 vorgegebenen elektrischen Spannung an der Summenstrom-Zeilen-Leitung 1602 sind die zweiten Source-/Drain-Anschlüsse 207c der Kalibrier-Transistoren 207b einer Zeile von Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen 1601 gekoppelt, und es stellt sich an dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 eine

15 Spannung ein, durch welche die zu kalibrierende Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1601 in einen Zustand versetzt wird, genau den eingeprägten Strom zu führen. Wiederum bewirkt der Kalibrier-Transistor 207 eine Source-Gegenkopplung des Mess-Transistors 205. Hat sich an dem Gate-Anschluss 207a eine

20 Kalibrier-Ladung eingestellt, so wird das elektrische Signal an der zweiten Zeilen-Leitung 201b, mittels welchen Signals zuvor der zweite Schalt-Transistor 210 leitend gemacht wurde, abgeschaltet, so dass der zweite Schalt-Transistor 210 sperrt. Auf der Gate-Kapazität des Kalibrier-Transistors 207

25 verbleibt jedoch die während der Kalibrierphase aufgebrachte Ladung, so dass das elektrische Potential an dem Gate-Anschluss 207a des Kalibrier-Transistors 207 unverändert bleibt. Dadurch ist die zugehörige Biosensor-Schaltkreis-Anordnung kalibriert.

30

Während des Messbetriebs wird der Schalter 1604 in die in Fig.16 gezeigte Stellung, das heißt in die zu der während der Kalibrierphase eingestellten Stellung komplementären Stellung gebracht und an keiner der zweiten Zeilen-Leitungen 201b

35 liegt ein elektrisches Signal, das den zweiten Schalt-Transistor 210 leitend machen würde. Änderungen des Potentials an der Sensor-Elektrode 204 V(E) führen zu einer Änderung des Stroms durch den ersten Source-/Drain-Anschluss 205b des Mess-Transistors 205 und daher zu einer Änderung des

40 Beitrages einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1601 zu den

Summenströmen in den zugeordneten Summenstrom-Zeilen-Leitung 1602 bzw. Summenstrom-Spalten-Leitung 1603.

In Fig.17 ist ein Sensor-Array 1700 gemäß einem sechzehnten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt.

Das Sensor-Array 1700 unterscheidet sich von dem in Fig.16 gezeigten Sensor-Array 1600 lediglich dadurch, dass die Biosensor-Schaltkreis-Anordnung 1701 nicht wie in Fig.16 als Source-Gegenkopplung ausgestaltet ist, sondern entsprechend der in Fig.4 gezeigten Weise, nämlich derart, dass der Kalibrier-Transistor 207 als Source-Folger ausgebildet ist. Mit anderen Worten erfolgt im Falle von Fig.17 die Kalibrierung nicht über eine Source-Gegenkopplung des Mess-Transistors 205 durch den Kalibrier-Transistor 207, sondern in diesem Falle ist der Kalibrier-Transistor 207 ein Element zum Einstellen des Potentials des ersten Source-/Drain-Anschlusses 205b des Mess-Transistors 205.

In Fig.18 ist ein Sensor-Array 1800 gemäß einem siebzehnten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt. Das Sensor-Array 1800 entspricht weitgehend dem in Fig.16 gezeigten Sensor-Array 1600, weist jedoch zusätzlich eine Potentialsteuer-Einrichtung 301 auf, die oben bezugnehmend auf Fig.3 detailliert beschrieben ist. Mittels der Potentialsteuer-Einrichtung 301 kann das elektrische Potential der signalführenden Spalten-Leitungen 1603 sowohl während der Kalibrierphase als auch während der Messphase konstant gehalten werden.

In Fig.19 ist ein Sensor-Array 1900 gemäß einem achtzehnten Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt.

Das in Fig.19 gezeigte Ausführungsbeispiel entspricht dem in Fig.17 gezeigten Ausführungsbeispiel, wobei zusätzlich eine Potentialsteuer-Einrichtung 301 zum Konstanthalten des elektrischen Potentials der stromführenden Spalten-Leitung 1603 bereitgestellt ist.

Das Auswerten von Summenstrom-Signalen entsprechend der Sensor-Arrays von Fig.16 bis Fig.19 erfolgt beispielsweise unter Verwendung einer im Weiteren beschriebenen Korrelationsrechnung. Zunächst wird für zumindest einen Teil
5 der Summenstrom-Zeilen-Leitungen 1602 und der Summenstrom-Spalten-Leitungen 1603 der jeweilige Summenstrom der jeweiligen Zeilen-Leitung bzw. Spalten-Leitung erfasst, welcher Summenstrom Einzel-Ströme der entlang einer der zugehörigen Leitung angeordneten Biosensor-Schaltkreis-
10 Anordnungen enthält. Da ein Sensor-Ereignis in einer Biosensor-Schaltkreis-Anordnung in einem Kreuzungsbereich einer Zeilen-Leitung und einer Spalten-Leitung in diesen beiden Leitungen korreliert auftritt, kann aus den Summenströmen auf diejenige Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen
15 geschlossen werden, an denen ein Sensor-Ereignis erfolgt ist. Insbesondere können zu diesem Zweck die zeitabhängigen Summenströme der Zeilen-Leitungen und der Spalten-Leitungen Fourier-transformiert werden, die Fourier-transformierten Summenströme jeweils einer Zeilen-Leitung und jeweils einer
20 Spalten-Leitung paarweise miteinander multipliziert werden und das Produkt einer Fourier-Rücktransformation unterzogen werden. Aus den Fourier-rücktransformierten Stromprodukten ist eine mögliche Korrelation zwischen einem Summenstrom-Signal einer Zeilen -Leitung und einer Spalten-Leitung
25 ermittelbar, und es ist ermittelbar, ob an der Biosensor-Schaltkreis-Anordnung in dem jeweiligen Kreuzungsbereich der für die Korrelationsrechnung verwendeten Zeilen- und Spalten-Leitung ein Sensor-Ereignis stattgefunden hat oder nicht.

In diesem Dokument sind folgende Veröffentlichungen zitiert:

- 5 [1] Thomas, CA et al. (1972) „A miniature microelectrode
array to monitor the bioelectric activity of cultured
cells“ Exp.Cell.Res. 74:61-66
- 10 [2] Gross, GW et al. (1995) „The use of neuronal networks on
multielectrode arrays as biosensors“
Biosensors&Bioelectronics 10:553-567
- [3] Berdondini, L et al. „High-Density MEA for
Electrophysiological Activity Imaging of Neuronal
Networks“ Proc. ICECS 2001, 1239-1242, September 2001
- 15 [4] Enz, CC et al. (1996) „Circuit techniques for reducing
the effects of op-amp imperfections: autozeroing,
correlated double sampling, and chopper
stabilization“, Proceedings of the IEEE 84(11):1584ff
- 20 [5] DE 43 20 881 A1

Bezugszeichenliste

	100 elektrisch adressierbares MEA
	101 Glas-Substrat
5	102 Begrenzungswand
	103 aktiver Sensorbereich
	104 Sensor-Felder
	105 elektrische Zuleitungen
	106 Kontaktflächen
10	200 Sensor-Array
	201a erste Zeilen-Leitung
	201b zweite Zeilen-Leitung
	201c dritte Zeilen-Leitung
	201d vierte Zeilen-Leitung
15	202 Spalten-Leitung
	203 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
	204 Sensor-Elektrode
	205 Mess-Transistor
	205a Gate-Anschluss
20	205b erster Source-/Drain-Anschluss
	205c zweiter Source-/Drain-Anschluss
	206 Amperemeter
	207 Kalibrier-Transistor
	207a Gate-Anschluss
25	207b erster Source-/Drain-Anschluss
	207c zweiter Source-/Drain-Anschluss
	208 Masse-Potential
	209 erster Schalt-Transistor
	210 zweiter Schalt-Transistor
30	211 dritter Schalt-Transistor
	212 erster elektrischer Knoten
	213 Konstantstromquelle
	214 Versorgungsspannung
	215 erster Schalter
35	216 erster Verstärker
	300 Sensor-Array
	301 Potentialsteuer-Einrichtung
	302 Operationsverstärker
	302a nicht-invertierter Eingang

- 302b invertierter Eingang
- 302c Ausgang
- 303 vierter Schalt-Transistor
- 304 erste Spannungsquelle
- 5 400 Sensor-Array
- 401 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 500 Sensor-Array
- 600 Sensor-Array
- 601 zweiter Schalter
- 10 602 Operationsverstärker
- 602a nicht-invertierter Eingang
- 602b invertierter Eingang
- 602c Ausgang
- 603 Lastelement
- 15 604 Voltmeter
- 605 zweite Spannungsquelle
- 700 Sensor-Array
- 800 Sensor-Array
- 801 Lastelement
- 20 900 Sensor-Array
- 901 p-MOS-Kalibrier-Transistor
- 901a Gate-Anschluss
- 901b erster Source-/Drain-Anschluss
- 901c zweiter Source-/Drain-Anschluss
- 25 902 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 1000 Sensor-Array
- 1001a erste Zeilen-Leitung
- 1001b zweite Zeilen-Leitung
- 1002a erste Spalten-Leitung
- 30 1002b zweite Spalten-Leitung
- 1003 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 1004 Sensor-Elektrode
- 1005 Mess-Transistor
- 1005a Gate-Anschluss
- 35 1005b erster Source-/Drain-Anschluss
- 1005c zweiter Source-/Drain-Anschluss
- 1006 erstes Amperemeter
- 1007 Kalibrier-Transistor

- 1007a Gate-Anschluss
- 1007b erster Source-/Drain-Anschluss
- 1007c zweiter Source-/Drain-Anschluss
- 1008 erste Konstantstromquelle
- 5 1009a erster Schalt-Transistor
- 1009b zweiter Schalt-Transistor
- 1010 erster Hilfs-Transistor
- 1011 Bias-Spannungsquelle
- 1012 elektrischer Knoten
- 10 1013 zweites Amperemeter
- 1014 erster Schalter
- 1015 zweiter Schalter
- 1016 erster Stromspiegel-Transistor
- 1017 zweiter Stromspiegel-Transistor
- 15 1018 Versorgungsspannung
- 1019 dritter Schalt-Transistor
- 1100 Sensor-Array
- 1101 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 1102 zweite Konstantstromquelle
- 20 1103 elektrischer Ausgangsknoten
- 1200 Sensor-Array
- 1201 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 1202 Spalten-Leitung
- 1203 zusätzliche Spalten-Leitung
- 25 1300 Sensor-Array
- 1301a erste Zeilen-Leitung
- 1301b zweite Zeilen-Leitung
- 1301c dritte Zeilen-Leitung
- 1301d vierte Zeilen-Leitung
- 30 1302 Spalten-Leitung
- 1303 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
- 1304 Sensor-Elektrode
- 1305 Mess-Transistor
- 1305a Gate-Anschluss
- 35 1305b erster Source-/Drain-Anschluss
- 1305c zweiter Source-/Drain-Anschluss
- 1306 Voltmeter
- 1307 Masse-Potential
- 1308 Differenzverstärker
- 40 1308a erster Eingang

- 1308b zweiter Eingang
 - 1308c Ausgang
 - 1309 Abtast-Halte-Glied
 - 1310 erster Schalt-Transistor
 - 5 1311 zweiter Schalt-Transistor
 - 1312 dritter Schalt-Transistor
 - 1313 elektrischer Kreuzungspunkt
 - 1314 Lastelement
 - 1315 Versorgungsspannung
 - 10 1316 Verstärker-Element
 - 1400 Sensor-Array
 - 1401 Konstantstromquelle
 - 1500 Sensor-Array
 - 1501 Strom-Spannungs-Wandler
 - 15 1502 Voltmeter
 - 1600 Sensor-Array
 - 1601 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
 - 1602 Summenstrom-Zeilen-Leitung
 - 1603 Summenstrom-Spalten-Leitung
 - 20 1604 Schalter
 - 1605 Konstantstromquelle
 - 1606 Versorgungsspannung
 - 1607 erstes Amperemeter
 - 1608 Spannungsquelle
 - 25 1609 zweites Amperemeter
 - 1700 Sensor-Array
 - 1701 Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
 - 1800 Sensor-Array
 - 1900 Sensor-Array
- 30

Patentansprüche:

1. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung
 - mit einem Substrat;
 - 5 • mit einem in oder auf einem Oberflächen-Bereich des Substrats ausgebildeten Sensor-Element mit einem physikalischen Parameter, das mit einer zu untersuchenden Substanz koppelbar ist, wobei die Art der Kopplung einen ohmschen Anteil aufweist;
 - 10 • mit einer in oder auf dem Substrat ausgebildeten Kalibrier-Einrichtung, die derart eingerichtet ist, dass mit ihr eine Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.
- 15 2. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 1, bei der das Sensor-Element eine mit der zu untersuchenden Substanz koppelbare elektrisch leitfähige Sensor-Elektrode aufweist.
- 20 3. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 2, bei der das Sensor-Element einen Mess-Transistor aufweist, dessen Gate-Anschluss mit der elektrisch leitfähigen Sensor-Elektrode gekoppelt ist.
- 25 4. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 3, die eine Einrichtung zum Erfassen eines erfolgtes Sensor-Ereignis charakterisierenden elektrischen Parameters aufweist, die mit einem ersten Source-/Drain-Anschluss des
- 30 Mess-Transistors koppelbar ist.
5. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 4, bei der die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass mit ihr das an den ersten oder einen zweiten Source-/
- 35 Drain-Anschluss des Mess-Transistors angelegte elektrische

Potential derart steuerbar ist, dass durch sie ein von einem Sensor-Ereignis bewirktes Sensor-Signal des Sensor-Elements auf einen Wert einstellbar ist, der von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängig ist.

5

6. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 5, bei der die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass mit ihr das an dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anliegende elektrische Potential steuerbar
10 ist.

7. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 6, bei der an den zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors ein erstes elektrisches Referenz-Potential
15 anlegbar ist und bei der die Kalibrier-Einrichtung einen Kalibrier-Transistor mit einem ersten und einem zweiten Source-/Drain-Anschluss aufweist, welche Source-/Drain-Anschlüsse zwischen den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors und die Einrichtung zum Erfassen eines
20 elektrischen Parameters geschaltet sind, und an dessen Gate-Anschluss ein derartiges elektrisches Signal anlegbar ist, dass das an den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anlegbare elektrische Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Werts des
25 physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

8. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 5, bei der die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet ist,
30 dass mit ihr das an dem zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors anliegende elektrische Potential steuerbar ist.

9. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 8,
35 bei welcher der erste Source-/Drain-Anschluss des Mess-

Transistors mit der Einrichtung zum Erfassen eines elektrischen Parameters gekoppelt ist, und bei der die Kalibrier-Einrichtung einen Kalibrier-Transistor aufweist, der einen mit dem zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-
5 Transistors gekoppelten ersten Source-/Drain-Anschluss und einen zweiten Source-/Drain-Anschluss aufweist, an den ein zweites elektrisches Referenz-Potential anlegbar ist, und an dessen Gate-Anschluss ein derartiges elektrisches Signal anlegbar ist, dass das an den zweiten Source-/Drain-Anschluss
10 des Mess-Transistors anlegbare elektrische Potential derart einstellbar ist, dass die Veränderung des Werts des physikalischen Parameters des Sensor-Elements zumindest teilweise kompensierbar ist.

15 10. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 8, bei der die Kalibrier-Einrichtung aufweist:

- einen Kalibrier-Transistor;
- eine erste Konstantstromquelle, die mit jeweiligen zweiten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander
20 parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgebbaren elektrischen Stromstärke;
- eine Stromspiegel-Schaltung, die mit jeweiligen ersten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander parallel
25 geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, die derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Werts des physikalischen Parameters das elektrische Potential am Gate-Anschluss des Kalibrier-Transistors
30 derart einstellbar ist, dass in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses die Stromflüsse zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Mess-Transistors und des Kalibrier-Transistors gleich sind.

35 11. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 8,

bei welcher an den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors ein drittes elektrisches Referenz-Potential angelegt ist und bei der die Kalibrier-Einrichtung aufweist:

- einen Kalibrier-Transistor mit einem ersten und einem zweiten Source-/Drain-Anschluss;
- eine zweite Konstantstromquelle, die mit den jeweiligen zweiten Source-/Drain-Anschlüssen der zueinander parallel geschalteten Mess- und Kalibrier-Transistoren gekoppelt ist, zum Bereitstellen einer vorgebbaren elektrischen Stromstärke;
- eine dritte Konstantstromquelle, die mit dem ersten Source-/Drain-Anschluss des Kalibrier-Transistors koppelbar ist, zum Bereitstellen einer weiteren vorgebbaren elektrischen Stromstärke, welche dritte Konstantstromquelle derart verschaltet ist, dass mit ihr zum zumindest teilweisen Kompensieren der Veränderung des Werts des physikalischen Parameters die an den Anschlüssen der Transistoren anlegbaren Potentiale derart einstellbar sind, dass in Abwesenheit eines Sensor-Ereignisses die Stromflüsse zwischen den beiden Source-/Drain-Anschlüssen des Mess-Transistors und des Kalibrier-Transistors gleich sind.

12. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 4, bei der die Kalibrier-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass mit ihr ein von einem Sensor-Ereignis bewirktes Sensor-Signal des Sensor-Elements unter Verwendung des Prinzips der korrelierten Doppelabtastung in einen Wert umwandelbar ist, der von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängig ist.

13. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach Anspruch 12, bei der an einen zweiten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors ein viertes elektrisches Referenz-Potential anlegbar ist, und bei der die Kalibrier-Einrichtung

- eine elektrische Subtrahier-Einrichtung mit zwei Eingängen und einem Ausgang aufweist, welcher Ausgang mit der Einrichtung zum Erfassen eines elektrischen Parameters koppelbar ist, welcher erste Eingang mit dem
5 ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors gekoppelt ist, und welche elektrische Subtrahier-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass an ihrem Ausgang die Differenz zwischen zwei an den beiden Eingängen angelegten elektrischen Signalen
10 bereitstellbar ist;
- ein zwischen den ersten Source-/Drain-Anschluss des Mess-Transistors und den zweiten Eingang der elektrischen Subtrahier-Einrichtung geschaltetes Abtast-Halte-Glied aufweist;
- 15 • derart eingerichtet ist, dass
 - o in einem ersten Betriebszustand in das Abtast-Halte-Glied ein von dem physikalischen Parameter des Sensor-Elements abhängiges Sensor-Signal einprägnant ist und dem zweiten Eingang der
20 elektrischen Subtrahier-Einrichtung bereitstellbar ist;
 - o in einem zweiten Betriebszustand dem ersten Eingang der elektrischen Subtrahier-Einrichtung ein für den physikalischen Parameter des Sensor-Elements
25 charakteristisches Signal bereitstellbar ist;
 - o an dem Ausgang der elektrischen Subtrahier-Einrichtung ein von dem Wert des physikalischen Parameters des Sensor-Elements unabhängiges Sensor-Signal bereitstellbar ist, wodurch die Veränderung
30 des Werts des physikalischen Parameters zumindest teilweise kompensiert ist.

14. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche
4 bis 13,
35 bei welcher der elektrische Parameter

- eine elektrische Spannung oder
 - ein elektrischer Strom
- ist.

- 5 15. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche 2 bis 14,
bei der die Sensor-Elektrode eines oder eine Kombination der
Materialien
- Titan
 - 10 • Titannitrid
 - Gold und
 - Platin
- aufweist.
- 15 16. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 15,
die ein Verstärker-Element zum Verstärken eines Sensor-
Signals aufweist.
- 20 17. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 16,
die eine Schalt-Einrichtung aufweist, die derart eingerichtet
ist, dass mit dieser das Sensor-Element wahlweise mit einem
fünften elektrischen Referenz-Potential koppelbar oder von
25 diesem entkoppelbar ist, um das Sensor-Element vor einer
Schädigung zu schützen und/oder um an das Sensor-Element ein
definiertes elektrisches Potential anzulegen.
18. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche
30 1 bis 17,
bei der das Substrat ein Silizium-Substrat ist.
19. Biosensor-Schaltkreis-Anordnung nach einem der Ansprüche
1 bis 18,

bei der die Art der Kopplung zwischen dem Sensor-Element und der zu untersuchenden Flüssigkeit einen kapazitiven Anteil aufweist.

- 5 20. Sensor-Array mit einer Mehrzahl von in Kreuzungsbereichen von Zeilen- und Spalten-Leitungen im Wesentlichen matrixförmig angeordneten und mit den Zeilen- und Spalten-Leitungen verschalteten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen nach einem der Ansprüche 1 bis 19.

10

21. Sensor-Array nach Anspruch 20,
bei dem zumindest ein Teil der Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen ein mit der jeweils zugehörigen Zeilen-Leitung und/oder Spalten-Leitung gekoppeltes Auswahl-Element zum
15 Auswählen der jeweiligen Sensor-Anordnung aufweist, um ein Sensor-Signal des Sensor-Elements der ausgewählten Biosensor-Schaltkreis-Anordnung zu erfassen und/oder um bei der ausgewählten Biosensor-Schaltkreis-Anordnung die Veränderung des Werts des physikalischen Parameters zumindest teilweise
20 zu kompensieren und/oder um an das Sensor-Element der ausgewählten Biosensor-Schaltkreis-Anordnung das fünfte elektrische Potential anzulegen.

22. Sensor-Array nach Anspruch 20 oder 21,
25 bei dem zumindest ein Teil der einer jeweiligen Zeilen- und/oder Spalten-Leitung zugeordneten Biosensor-Schaltkreis-Anordnungen

- eine gemeinsame Einrichtung zum Erfassen eines ein erfolgtes Sensor-Ereignis charakterisierenden
30 elektrischen Parameters,
- eine gemeinsame Konstantstromquelle,
- eine gemeinsame Schalt-Einrichtung,
- ein gemeinsames Referenz-Potential,
- einen gemeinsamen Strom-Spannungs-Wandler,

- einen gemeinsamen Analog-/Digital-Wandler,
 - einen gemeinsamen Stromspiegel,
 - eine gemeinsame Subtrahier-Einrichtung,
 - ein gemeinsames Abtast-Halte-Glied, und/oder
 - 5 • einen gemeinsamen Verstärker,
- aufweist.

23. Sensor-Array nach einem der Ansprüche 20 bis 22,
bei dem zumindest ein Teil der Zeilen- und/oder Spalten-
10 Leitungen jeweils eine Einrichtung zum Erfassen eines ein-
erfolgtes Sensor-Ereignis charakterisierenden elektrischen
Parameters aufweist, wobei das Sensor-Array derart
eingerichtet ist, dass mittels der einer jeweiligen Zeilen-
oder Spalten-Leitung zugeordneten Einrichtung zum Erfassen
15 eines elektrischen Parameters

- ein Sensor-Signal genau einer Sensor-Anordnung der
jeweiligen Zeilen- oder Spalten-Leitung,
 - oder eine Summe von Sensor-Signalen von zumindest einem
Teil der Sensor-Anordnungen der jeweiligen Zeilen- oder
20 Spalten-Leitung
- erfassbar ist.

24. Sensor-Array nach einem der Ansprüche 20 bis 23,
bei dem zumindest ein Teil der Spalten-Leitungen mit einer
25 Potentialsteuer-Einrichtung gekoppelt sind, welche
Potentialsteuer-Einrichtung derart eingerichtet ist, dass sie
das elektrische Potential der zugehörigen Spalten-Leitung auf
einem im Wesentlichen konstanten Wert hält.

30 25. Biosensor-Array mit einem Sensor-Array nach einem der
Ansprüche 20 bis 24.

FIG 1 Stand der Technik

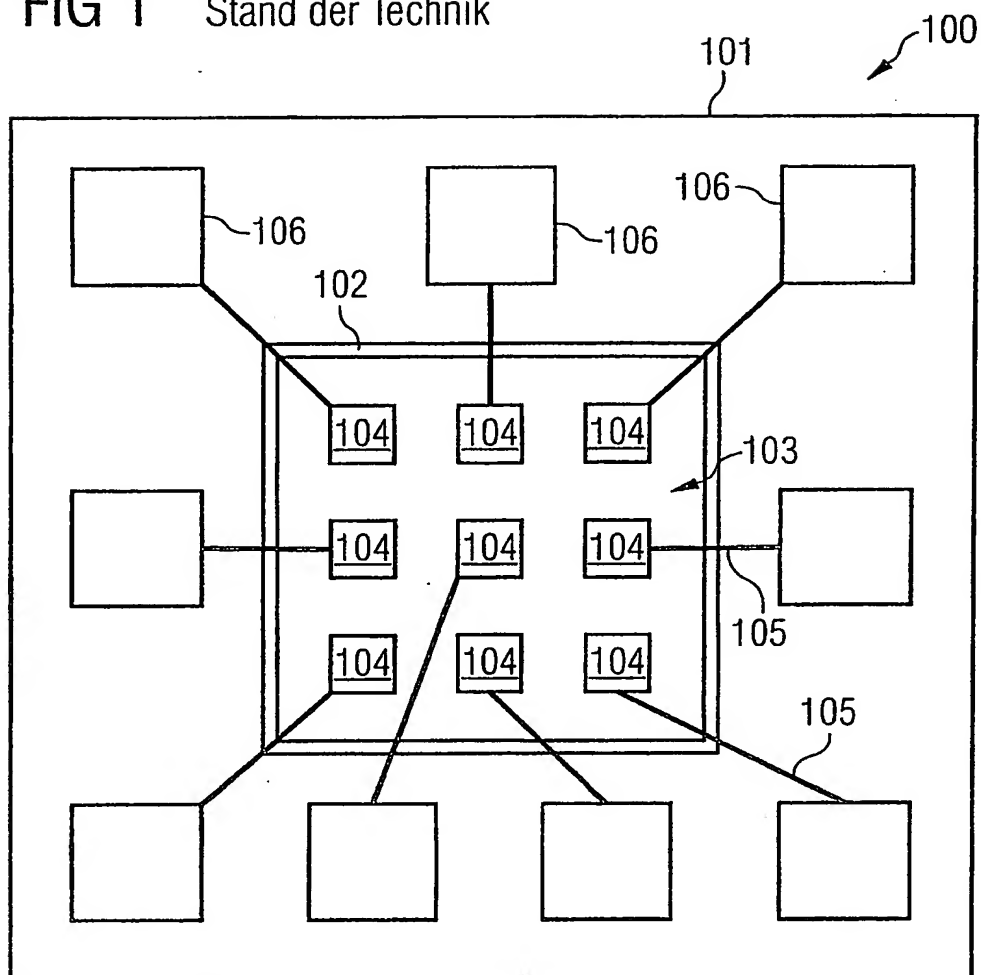


FIG 2

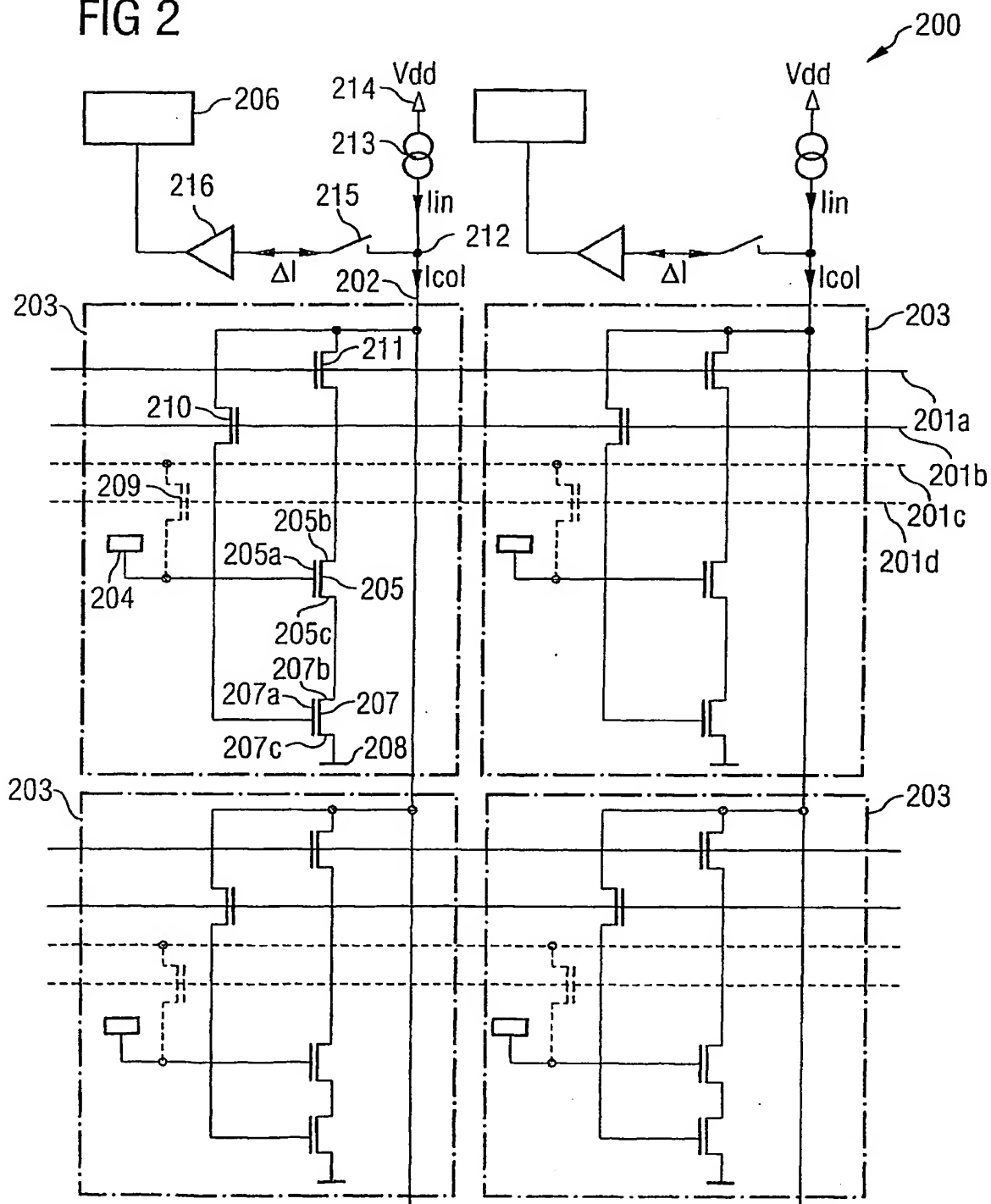
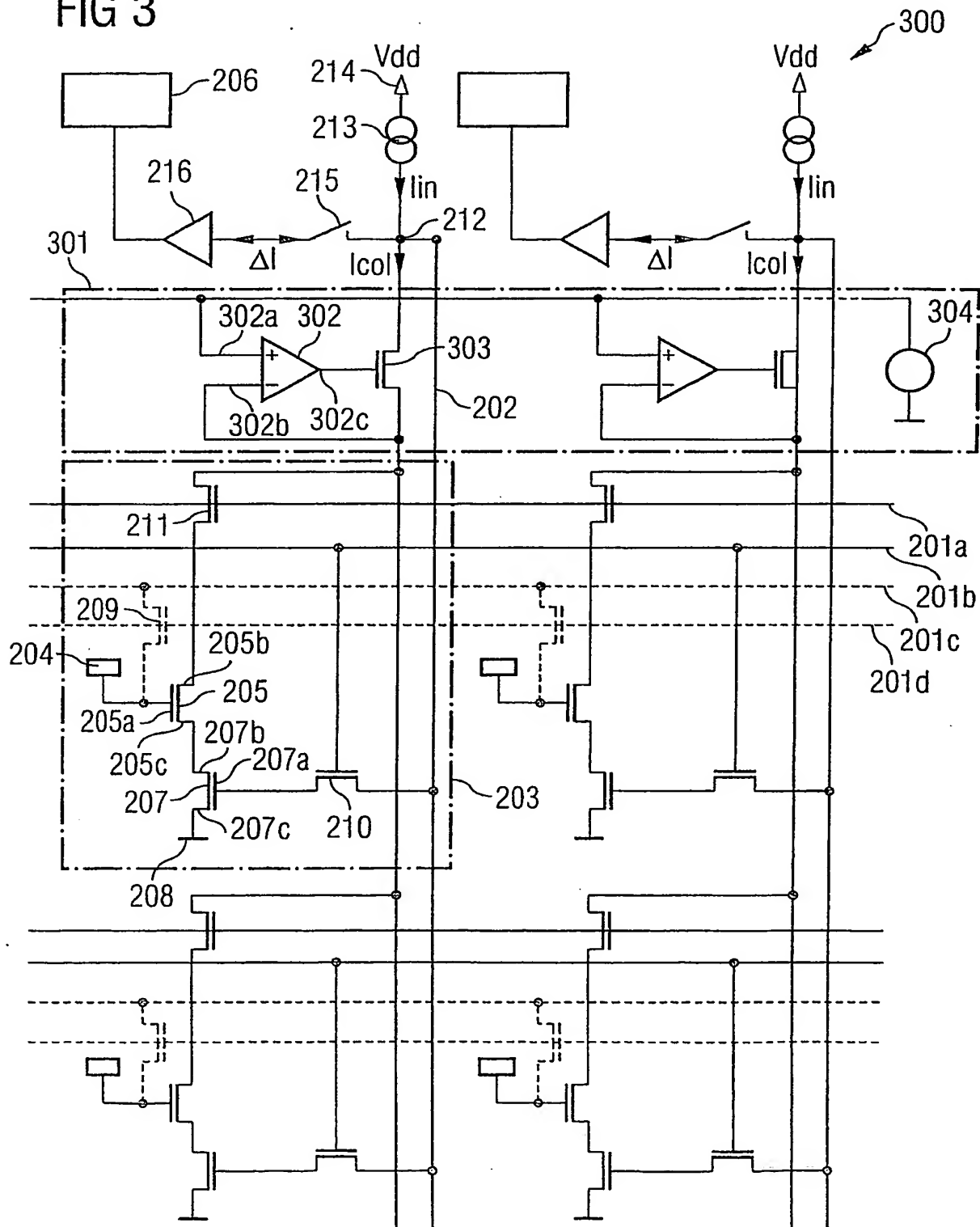
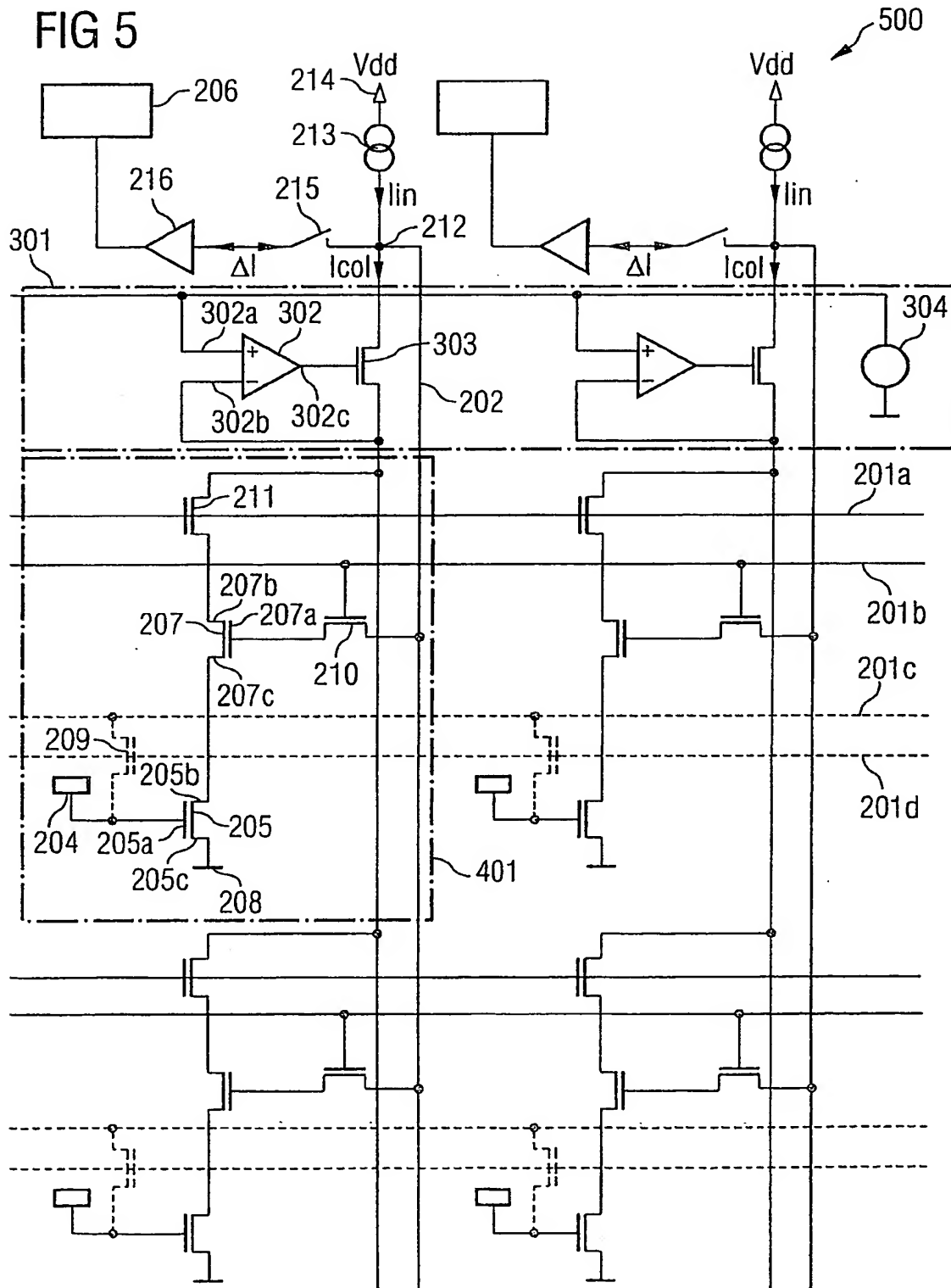


FIG 3



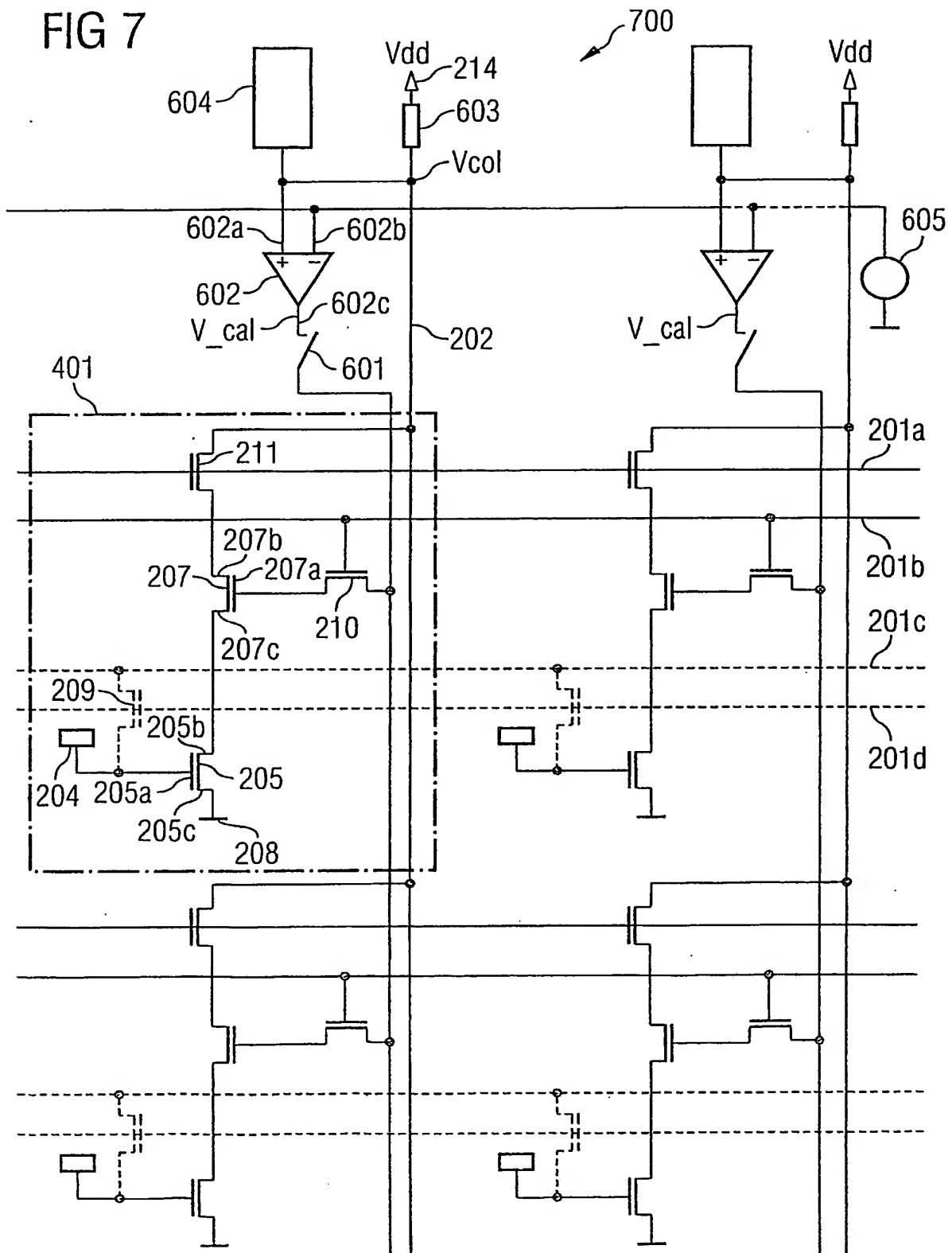
5/19

FIG 5



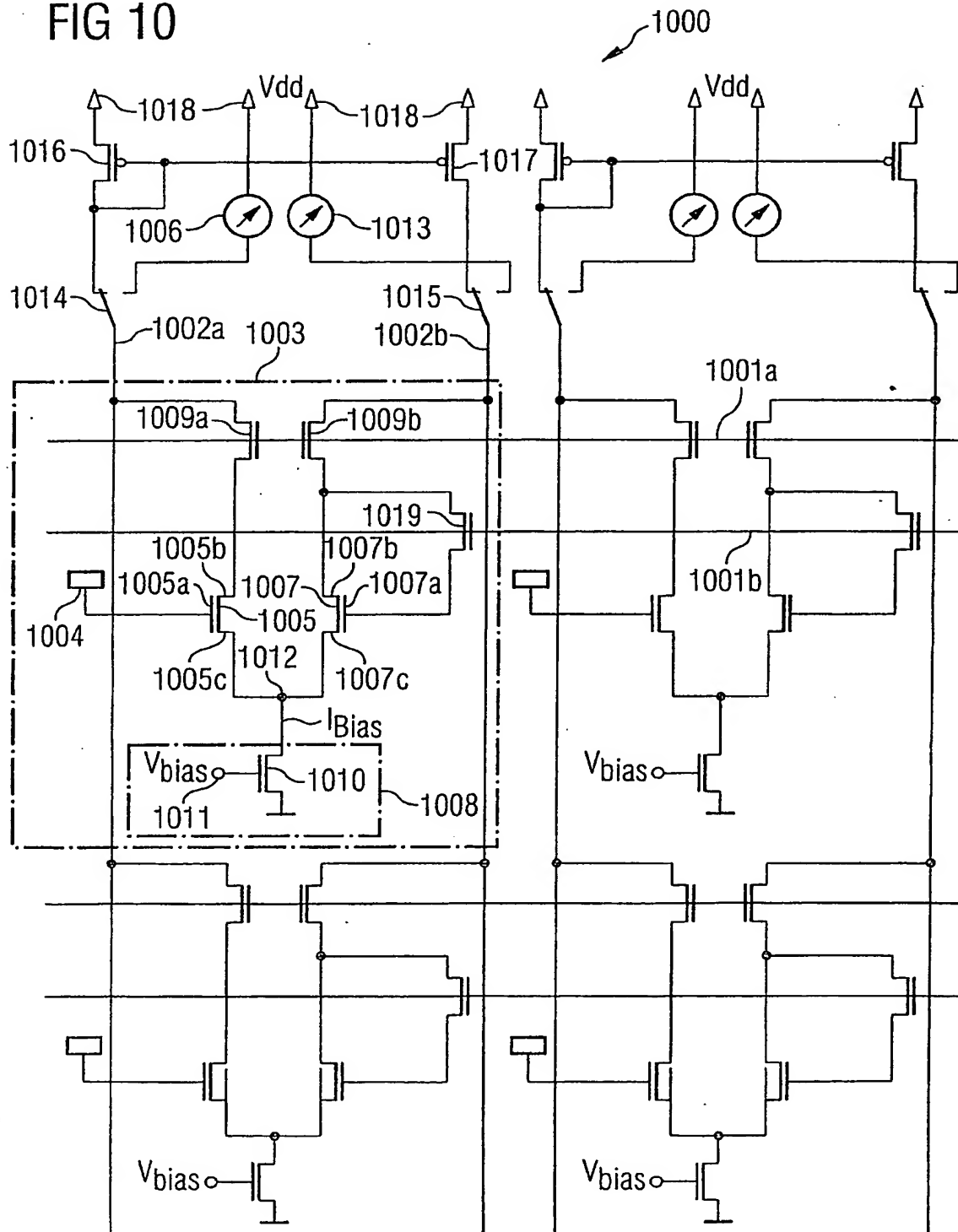
7/19

FIG 7



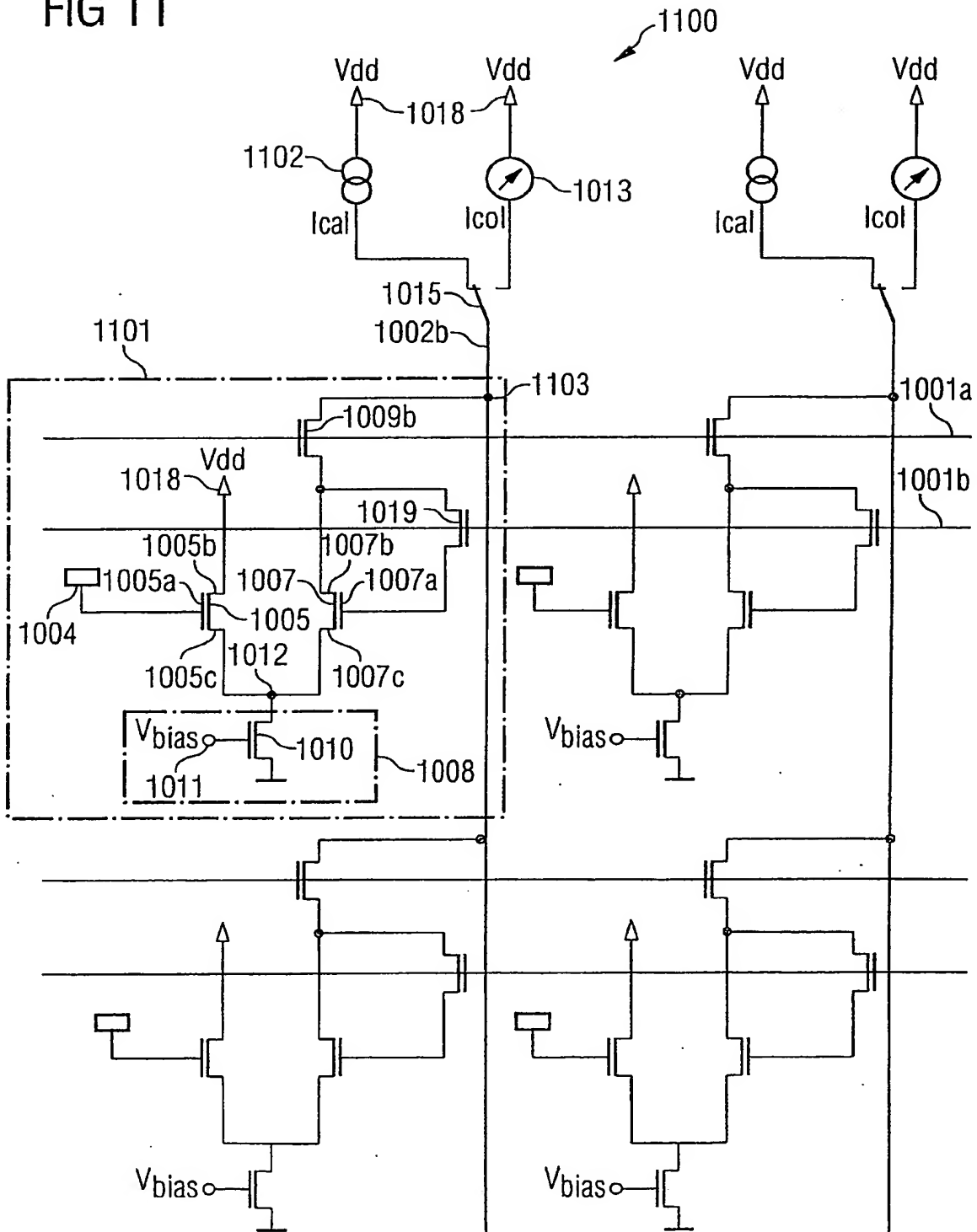
10/19

FIG 10



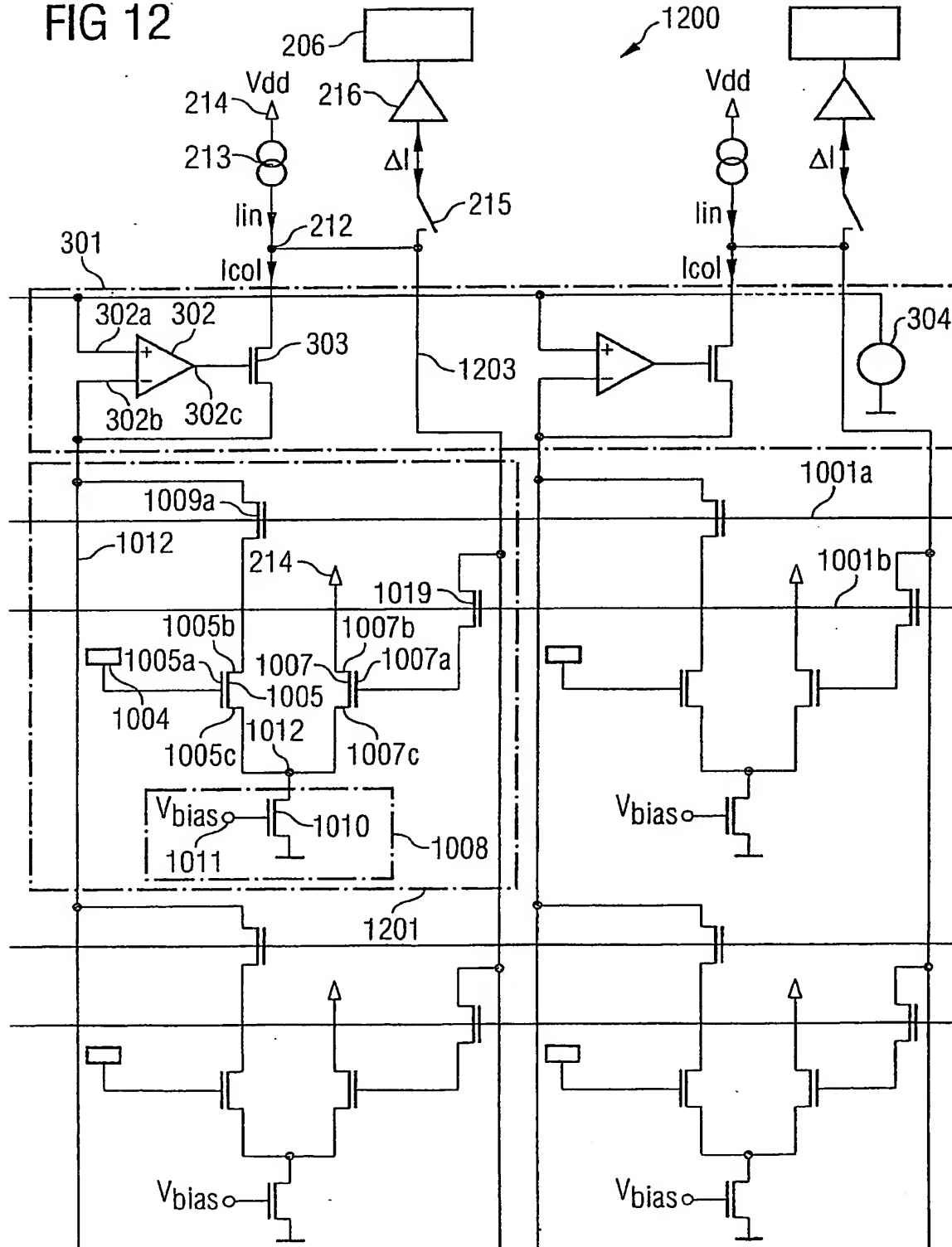
11/19

FIG 11



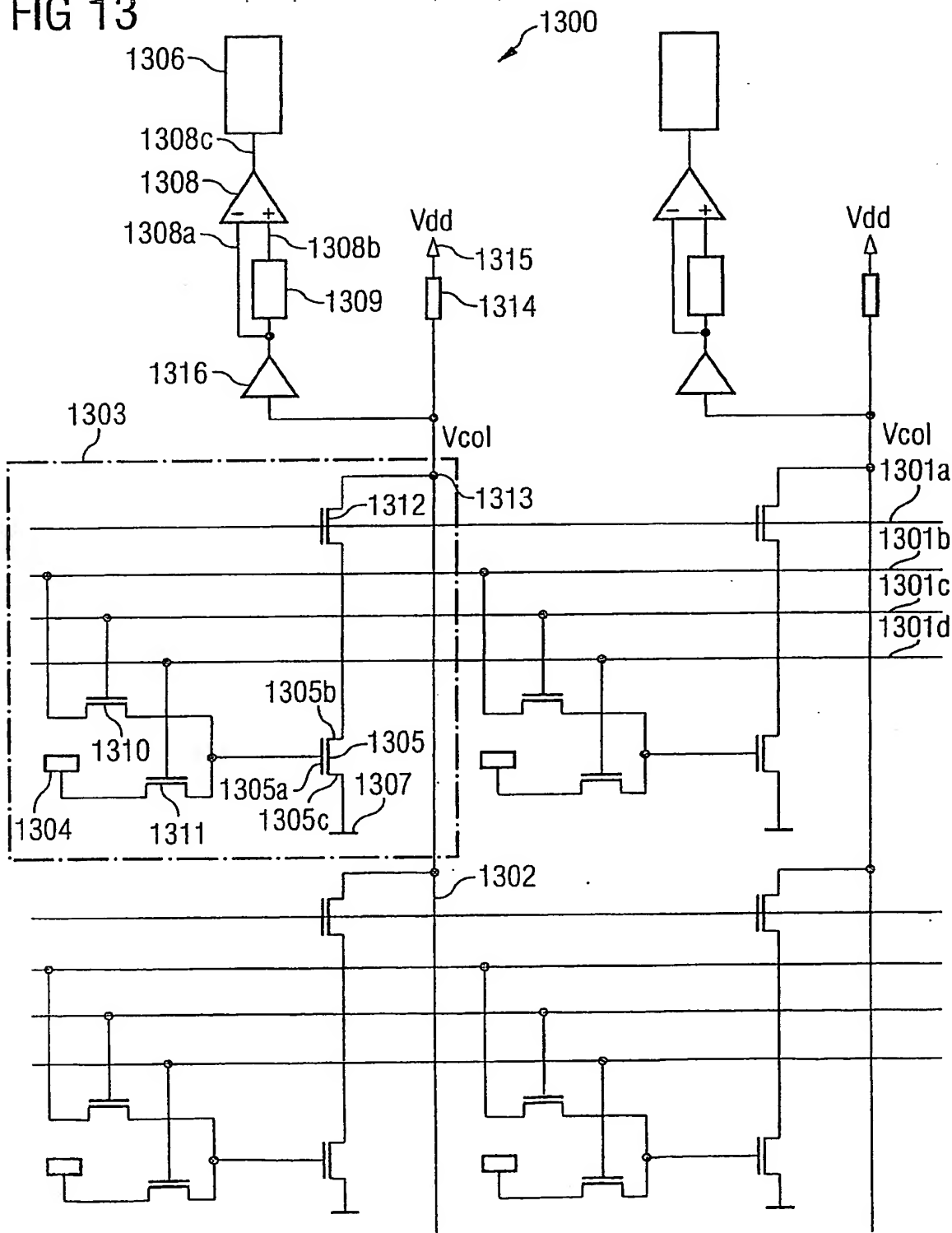
12/19

FIG 12



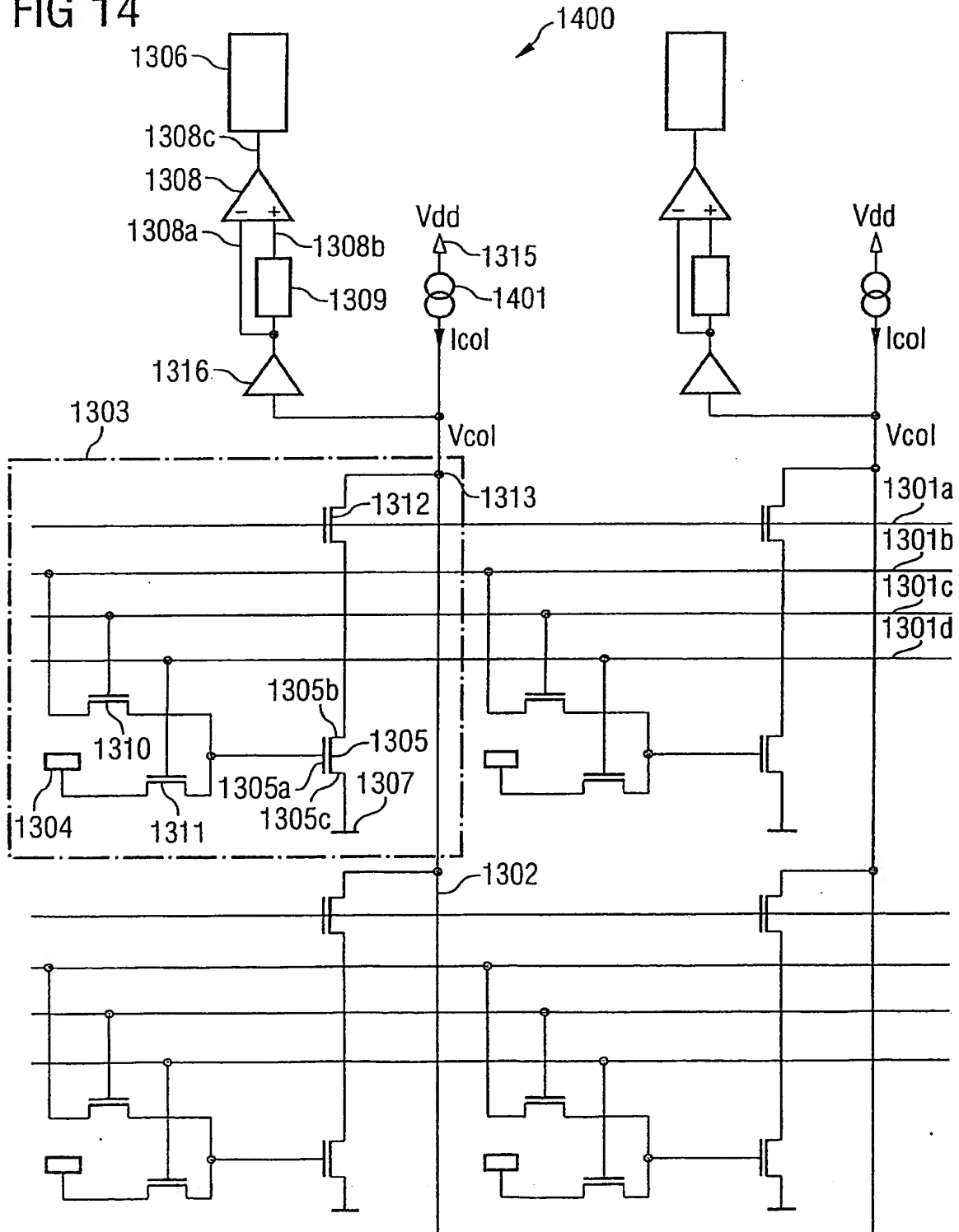
13/19

FIG 13



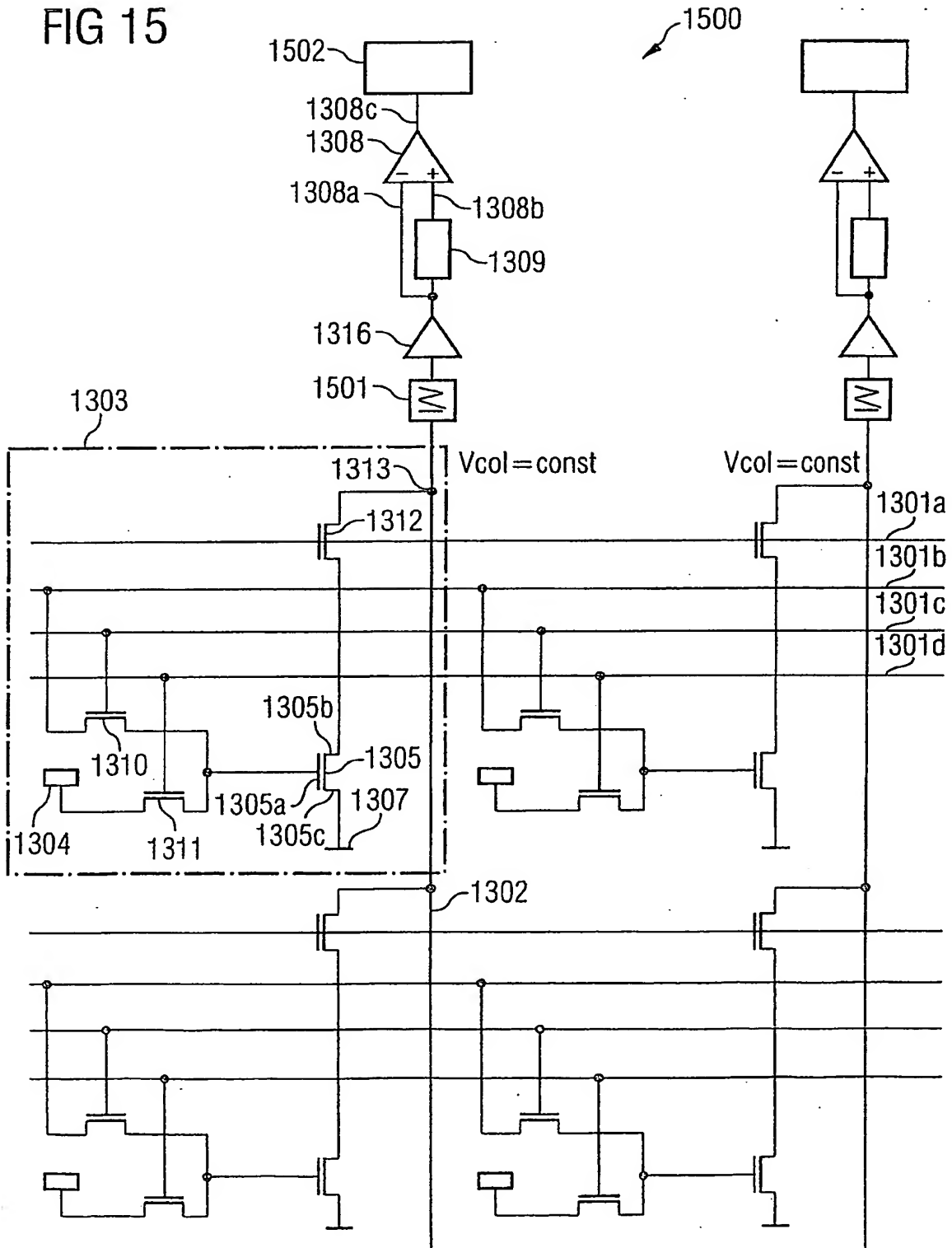
14/19

FIG 14



15/19

FIG 15



16/19

FIG 16

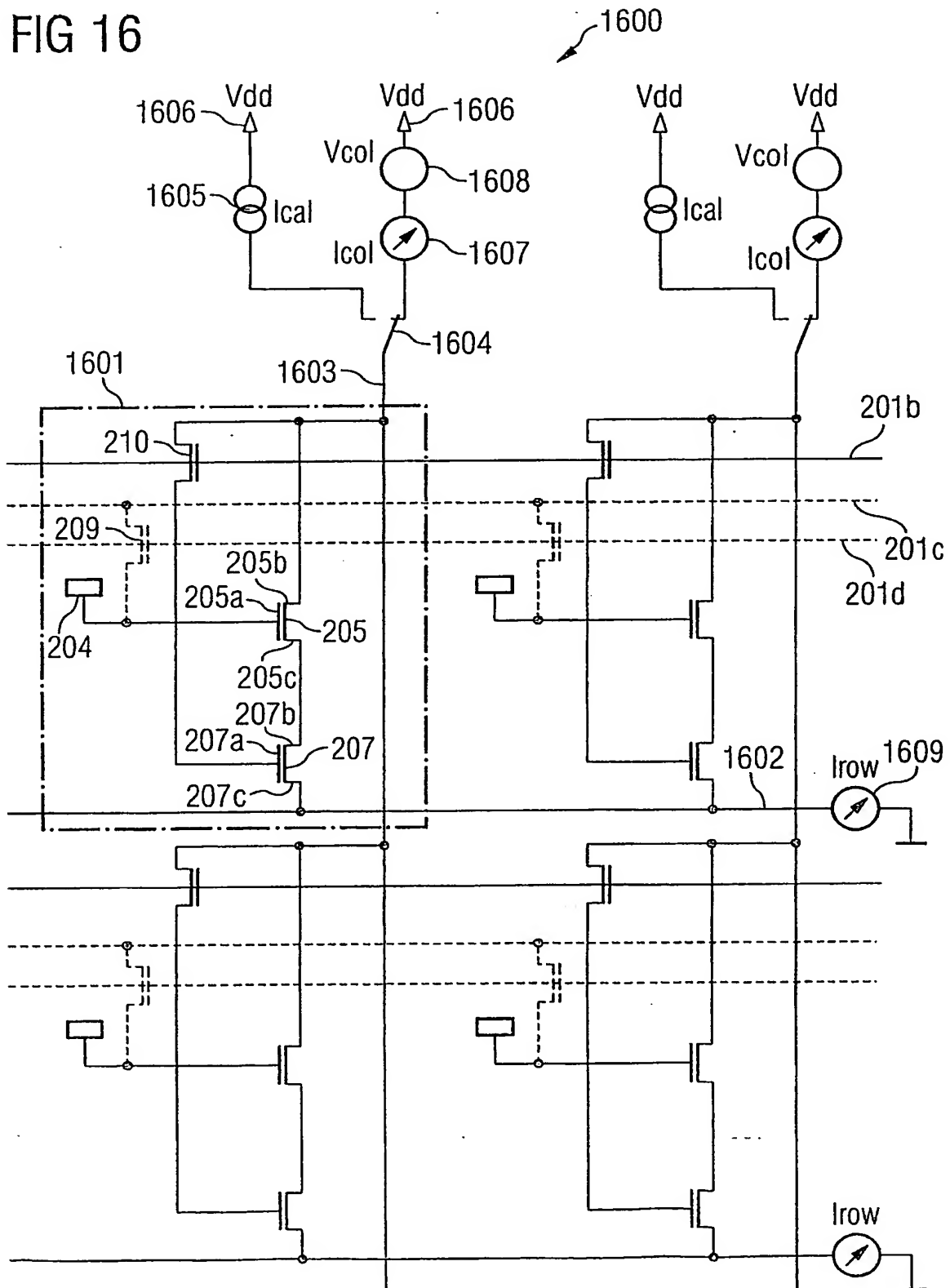
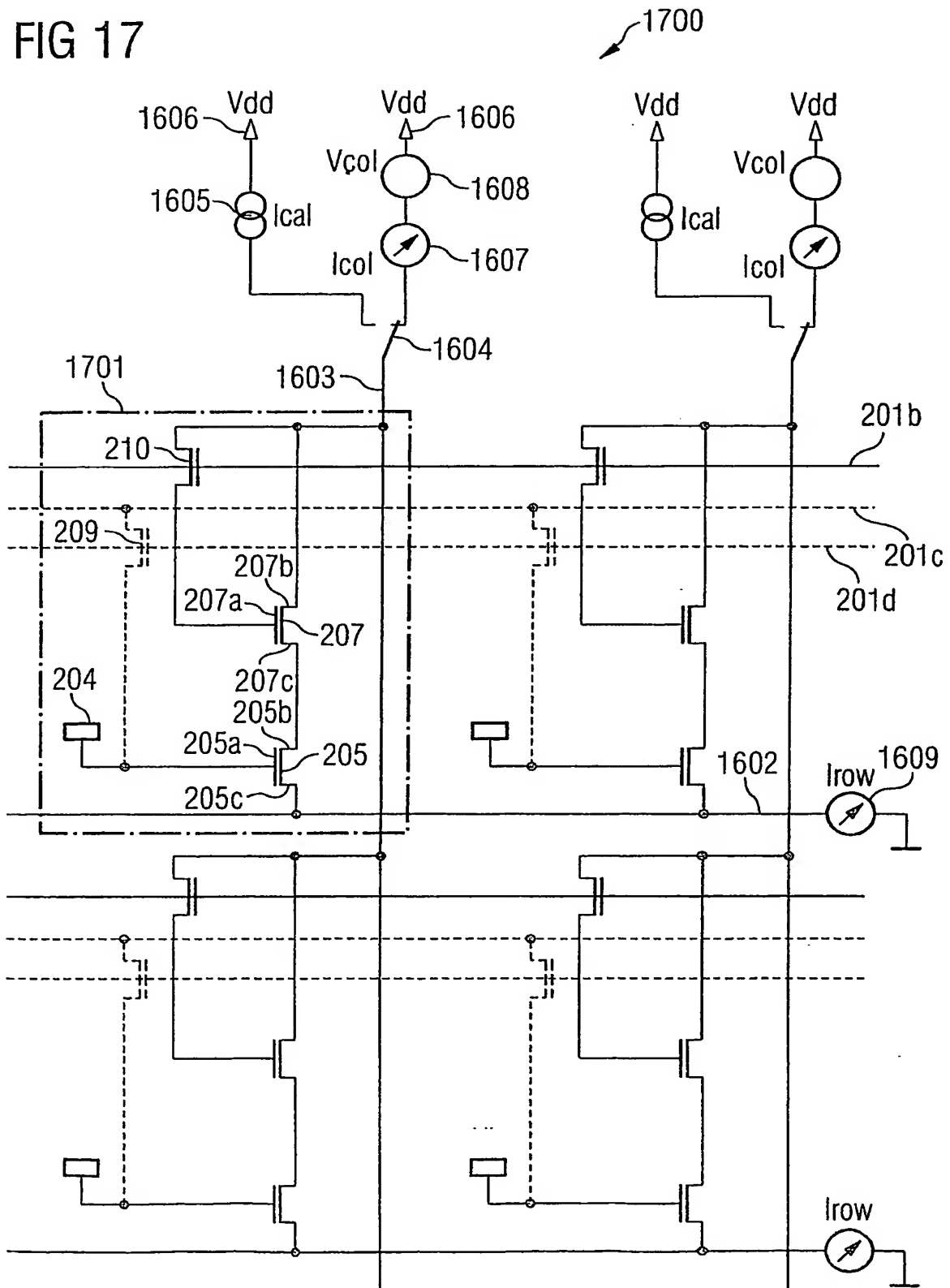
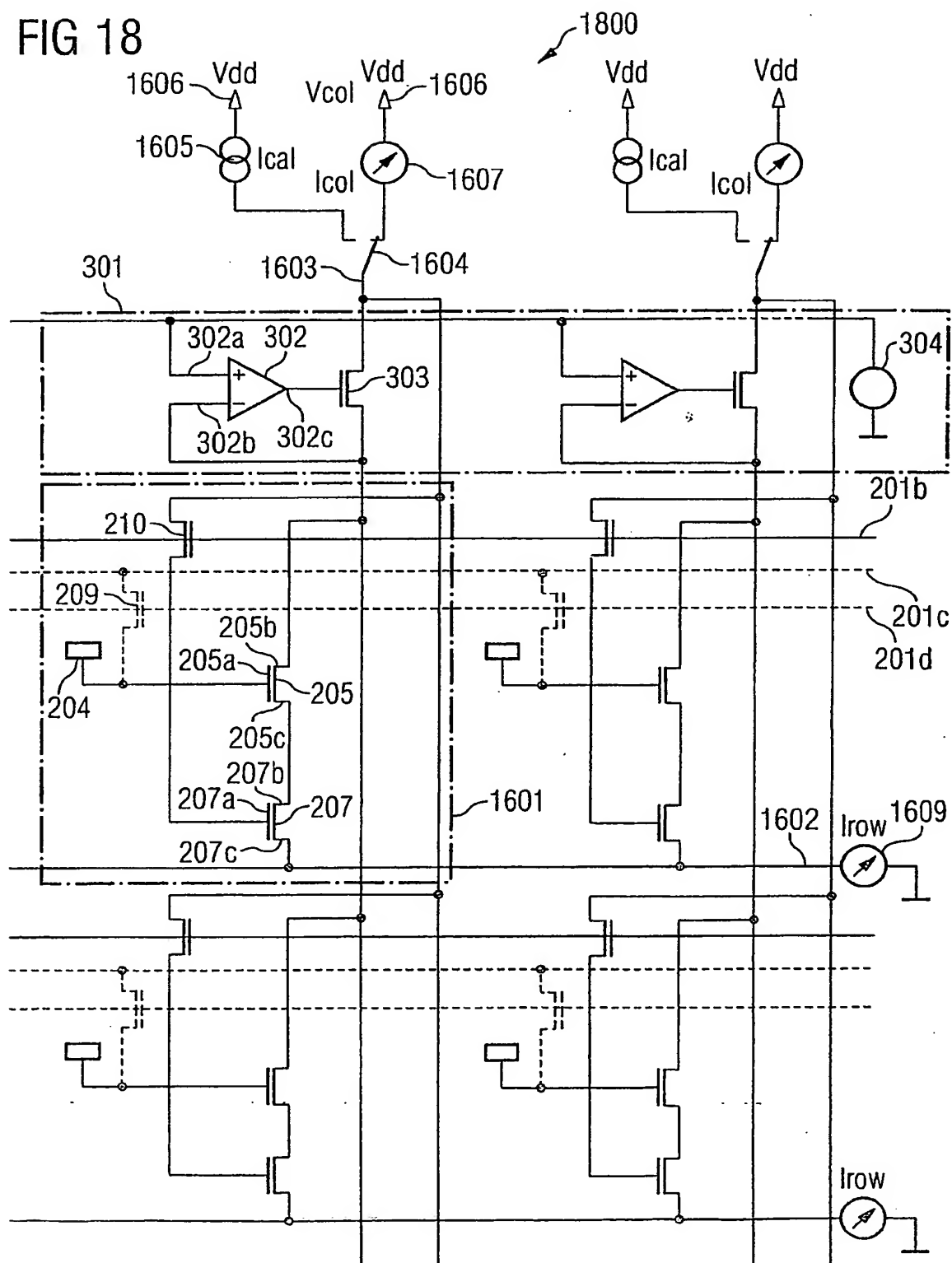


FIG 17



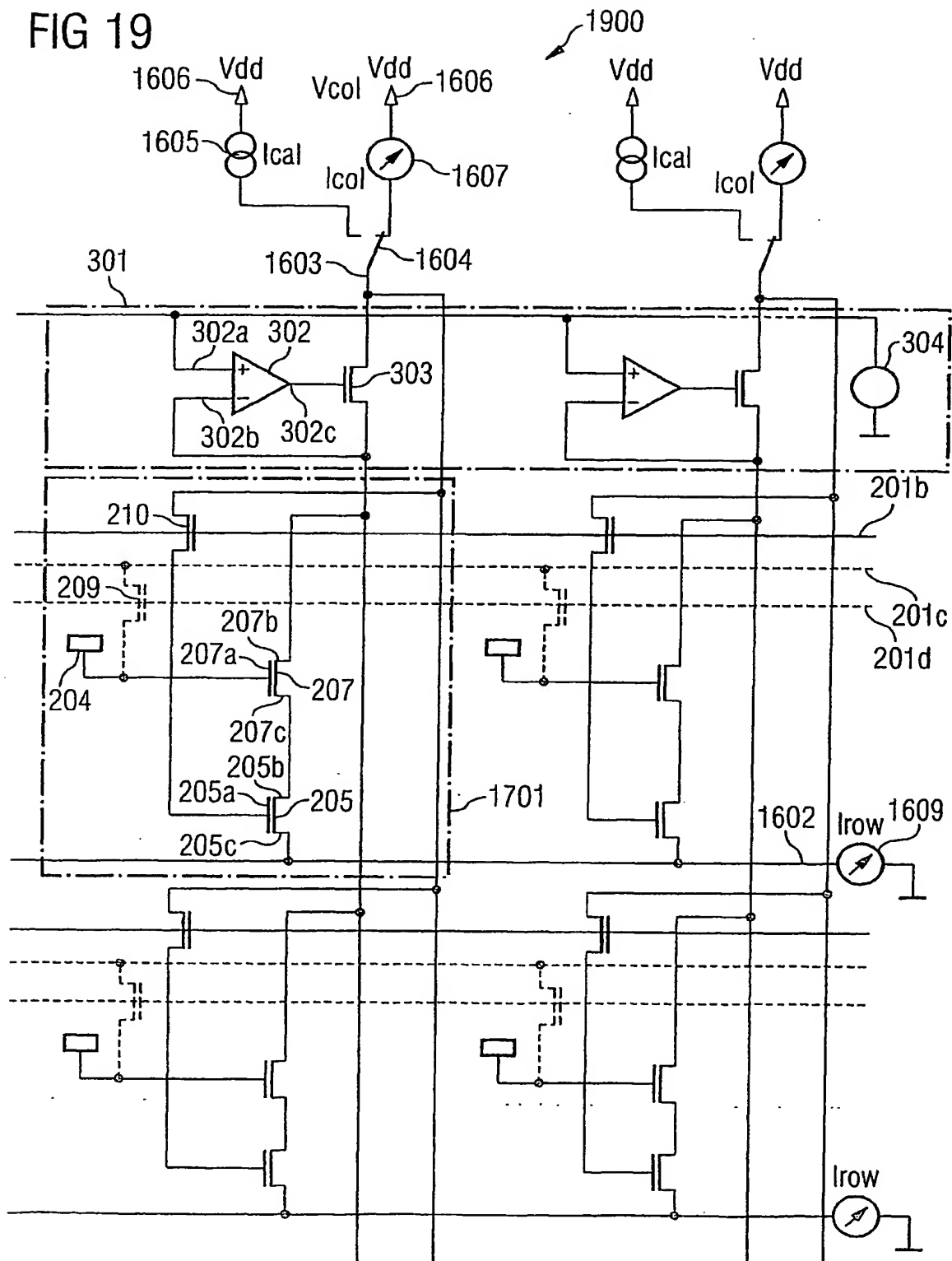
18/19

FIG 18



19/19

FIG 19



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 02/03613

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01N27/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

WPI Data, EPO-Internal, PAJ, COMPENDEX

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 01 75462 A (THEWES ROLAND ;INFINEON TECHNOLOGIES AG (DE)) 11 October 2001 (2001-10-11) page 6-9 page 21-30; figures 10-14,16,17 ---	1-6,14, 16, 18-20, 23-25 7-13,15, 17,21,22
X A	US 5 309 085 A (SOHN BYUNG KI) 3 May 1994 (1994-05-03) abstract; claims 1-10; figures 1,3,4 --- -/--	1-6 7-19

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 January 2003

Date of mailing of the international search report

12/02/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl
Fax (+31-70) 340-3018

Authorized officer

Klein, M-0

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Internati
 Application No
 PCT/DE 02/03613

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 701 253 A (LIGTENBERG HENDRIKUS C G ET AL) 20 October 1987 (1987-10-20)	1-6
A	abstract; figure 1; table 1 column 1, line 46 -column 3, line 35 column 7, line 13-34	7-19
X	KRAUSE M ET AL: "Extended gate electrode arrays for extracellular signal recordings" SENSORS AND ACTUATORS B, ELSEVIER SEQUOIA S.A., LAUSANNE, CH, vol. 70, no. 1-3, 1 November 2000 (2000-11-01), pages 101-107, XP004224587 ISSN: 0925-4005	1-6
A	abstract; figure 4 page 101-102	7-25
A	US 5 602 467 A (KRAUSS MATHIAS ET AL) 11 February 1997 (1997-02-11) the whole document	1-25
A	BAUMANN W H ET AL: "Microelectronic sensor system for microphysiological application on living cells" SENS ACTUATORS, B CHEM; SENSORS AND ACTUATORS, B: CHEMICAL 1999 ELSEVIER SEQUOIA SA, LAUSANNE, SWITZERLAND, vol. 55, no. 1, 1999, pages 77-89, XP002228955 the whole document	1-25
A	DE 39 26 657 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD) 29 November 1990 (1990-11-29) the whole document	1-25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International application No
PCT/DE 02/03613

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0175462	A	11-10-2001	WO 0175462 A1 EP 1272860 A1	11-10-2001 08-01-2003
US 5309085	A	03-05-1994	KR 9302824 B1 JP 2051852 C JP 4254750 A JP 7074793 B	10-04-1993 10-05-1996 10-09-1992 09-08-1995
US 4701253	A	20-10-1987	NL 8303792 A CA 1237770 A1 DE 3476699 D1 EP 0140460 A1 JP 2033366 C JP 7065984 B JP 60113143 A	03-06-1985 07-06-1988 16-03-1989 08-05-1985 19-03-1996 19-07-1995 19-06-1985
US 5602467	A	11-02-1997	DE 4228609 C1 AT 150175 T WO 9406005 A1 EP 0657027 A1	20-01-1994 15-03-1997 17-03-1994 14-06-1995
DE 3926657	A	29-11-1990	KR 9109810 B1 DE 3926657 A1 FR 2647608 A1 GB 2232311 A , B JP 2651246 B2 JP 3011823 A NL 8902048 A , B,	30-11-1991 29-11-1990 30-11-1990 05-12-1990 10-09-1997 21-01-1991 17-12-1990

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internat. Aktenzeichen
PCT/DE 02/03613

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 G01N27/12

Nach der internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 G01N

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

WPI Data, EPO-Internal, PAJ, COMPENDEX

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X A	WO 01 75462 A (THEWES ROLAND ; INFINEON TECHNOLOGIES AG (DE)) 11. Oktober 2001 (2001-10-11) Seite 6-9 Seite 21-30; Abbildungen 10-14, 16, 17	1-6, 14, 16, 18-20, 23-25 7-13, 15, 17, 21, 22
X A	US 5 309 085 A (SOHN BYUNG KI) 3. Mai 1994 (1994-05-03) Zusammenfassung; Ansprüche 1-10; Abbildungen 1, 3, 4	1-6 7-19

-/--



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

28. Januar 2003

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

12/02/2003

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Klein, M-O

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internat Aktenzeichen
PCT/DE 02/03613

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X A	US 4 701 253 A (LIGTENBERG HENDRIKUS C G ET AL) 20. Oktober 1987 (1987-10-20) Zusammenfassung; Abbildung 1; Tabelle 1 Spalte 1, Zeile 46 -Spalte 3, Zeile 35 Spalte 7, Zeile 13-34	1-6 7-19
X A	KRAUSE M ET AL: "Extended gate electrode arrays for extracellular signal recordings" SENSORS AND ACTUATORS B, ELSEVIER SEQUOIA S.A., LAUSANNE, CH, Bd. 70, Nr. 1-3, 1. November 2000 (2000-11-01), Seiten 101-107, XP004224587 ISSN: 0925-4005 Zusammenfassung; Abbildung 4 Seite 101-102	1-6 7-25
A	US 5 602 467 A (KRAUSS MATHIAS ET AL) 11. Februar 1997 (1997-02-11) das ganze Dokument	1-25
A	BAUMANN W H ET AL: "Microelectronic sensor system for microphysiological application on living cells" SENS ACTUATORS, B CHEM;SENSORS AND ACTUATORS, B: CHEMICAL 1999 ELSEVIER SEQUOIA SA, LAUSANNE, SWITZERLAND, Bd. 55, Nr. 1, 1999, Seiten 77-89, XP002228955 das ganze Dokument	1-25
A	DE 39 26 657 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD) 29. November 1990 (1990-11-29) das ganze Dokument	1-25

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT
Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationaler Aktenzeichen
PCT/DE 02/03613

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 0175462 A	11-10-2001	WO 0175462 A1 EP 1272860 A1	11-10-2001 08-01-2003
US 5309085 A	03-05-1994	KR 9302824 B1 JP 2051852 C JP 4254750 A JP 7074793 B	10-04-1993 10-05-1996 10-09-1992 09-08-1995
US 4701253 A	20-10-1987	NL 8303792 A CA 1237770 A1 DE 3476699 D1 EP 0140460 A1 JP 2033366 C JP 7065984 B JP 60113143 A	03-06-1985 07-06-1988 16-03-1989 08-05-1985 19-03-1996 19-07-1995 19-06-1985
US 5602467 A	11-02-1997	DE 4228609 C1 AT 150175 T WO 9406005 A1 EP 0657027 A1	20-01-1994 15-03-1997 17-03-1994 14-06-1995
DE 3926657 A	29-11-1990	KR 9109810 B1 DE 3926657 A1 FR 2647608 A1 GB 2232311 A , B JP 2651246 B2 JP 3011823 A NL 8902048 A , B ,	30-11-1991 29-11-1990 30-11-1990 05-12-1990 10-09-1997 21-01-1991 17-12-1990